

Vom Fachbereich 18 - Elektrotechnik und Informationstechnik -  
der Technischen Universität Darmstadt  
zur Erlangung der Würde eines Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)  
genehmigte

D I S S E R T A T I O N

# Entwicklung elektrostatischer Festkörperaktoren mit elastischen Dielektrika für den Einsatz in taktilen Anzeigefeldern

von  
Dipl.-Ing. Markus Jungmann  
geboren am 6. April 1971  
in Groß-Gerau

Referent: Prof. Dr.-Ing. H. F. Schlaak  
Korreferent: Prof. Dr. rer. nat. H. Lehr

Tag der Einreichung: 6. Juli 2004  
Tag der mündlichen Prüfung: 9. September 2004

D 17

Darmstädter Dissertationen



## **Vorwort**

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Zeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Elektromechanische Konstruktionen der Technischen Universität Darmstadt.

Ich bedanke mich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. H. F. Schlaak für die Betreuung und Wertschätzung der Arbeit. Herrn Prof. Dr. rer. nat. H. Lehr danke ich für das meiner Arbeit entgegengebrachte Interesse sowie für die Übernahme des Korreferats.

Mein besonderer Dank gilt allen Mitarbeitern des Instituts, welche durch ihre Freundlichkeit und Offenheit für ein angenehmes, kreatives Arbeitsklima gesorgt haben. An dieser Atmosphäre haben nicht unwesentlich auch die Studenten des Instituts Anteil, denen ich für ihre engagierte Mitarbeit danken möchte.

Meinen Eltern möchte ich für ihre stetige Unterstützung danken.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meiner Frau Vera bedanken, die durch ihre Geduld und Zuversicht diese Arbeit erst möglich gemacht hat.

Markus Jungmann

Darmstadt im September 2004



**Inhalt**

<b>1 Einführung .....</b>	<b>1</b>
1.1 Taktile Wahrnehmung und taktile Stimulation .....	1
1.2 Einsatzgebiete von taktilen Displays.....	2
1.2.1 Sensorische Substitution .....	3
1.2.2 Taktile Rückmeldung in der Telemanipulation.....	4
1.2.3 Taktile Rückmeldung in Virtual Reality Systemen.....	6
1.3 Kommerziell erhältliche Geräte zur taktilen Stimulation.....	7
1.4 Zielsetzung und Aufbau der Arbeit.....	8
<b>2 Ermittlung der Anforderungen an taktile Displays.....</b>	<b>10</b>
2.1 Allgemeine Anforderungen.....	10
2.2 Mechanorezeptoren der taktilen Wahrnehmung .....	12
2.3 Kennwerte der taktilen Wahrnehmung .....	14
2.3.1 Räumliches Auflösungsvermögen taktiler Reize .....	14
2.3.2 Amplitudenschwellwerte taktiler Reize .....	15
2.4 Sensomotorik der menschlichen Hand.....	17
2.5 Quantifizierung der Anforderungen an taktile Displays .....	18
<b>3 Konzepte und Realisierungen taktiler Displays .....</b>	<b>23</b>
3.1 Elektromagnetische Stimulatoren .....	23
3.2 Elektrodynamische Stimulatoren .....	26
3.3 Memory-Metall-Stimulatoren .....	27
3.4 Thermopneumatische Stimulatoren.....	29
3.5 Piezoelektrische Stimulatoren.....	30
3.6 Pneumatische Stimulatoren .....	32
3.7 Elektrokutane Stimulatoren.....	34
3.8 Elektrostatische Stimulatoren.....	35
3.8.1 Elektrostatische Stimulatoren mit unmittelbarer Kraftwirkung .....	35
3.8.2 Elektrostatische Stimulatoren mit mittelbarer Kraftwirkung .....	36
3.8.3 Sonstige denkbare elektrostatische Stimulatoren .....	37
3.9 Handschuhe mit taktiler Rückmeldung.....	38
3.10 Fazit .....	39

<b>4 Elektrostatische Festkörperaktoren als taktile Stimulatoren .....</b>	<b>42</b>
4.1 Funktionsprinzip und Eigenschaften dielektrischer Elastomeraktoren .....	42
4.1.1 Maxwell-Spannung .....	42
4.1.2 Elektrostriktion .....	43
4.1.3 Grenzwerte in Abhängigkeit von Vorspannung und Filmdicke .....	44
4.2 Mögliche Aktorgestaltungen .....	46
4.3 Konzept für ein taktiles Display mit Elastomeraktoren .....	48
4.3.1 Taktiles Displayfeld .....	48
4.3.2 Ansteuerung .....	49
4.4 Einschätzung der Eignung von Elastomeraktoren für taktile Displays .....	50
<b>5 Modellbildung .....</b>	<b>52</b>
5.1 Festlegung der Randbedingungen .....	52
5.2 Modell des mechanischen Verhaltens .....	52
5.2.1 Geometrische Nichtlinearitäten .....	52
5.2.2 Viskoelastisches Verhalten .....	57
5.2.3 Viskoelastizität unter Berücksichtigung geometrischer Nichtlinearitäten .....	59
5.2.4 Resonanzfrequenz .....	60
5.2.5 Interaktion mit menschlichem Gewebe .....	61
5.3 Elektrisch-mechanische Kopplung .....	62
5.3.1 Deformation aufgrund elektrostatischer Kraftwirkung .....	62
5.3.2 Elektrischer Durchschlag aufgrund mechanischer Instabilitäten .....	63
5.4 Elektrisches Modell .....	67
5.5 Energiedichte .....	69
5.6 Beschränkungen des Modells .....	70
<b>6 Dimensionierung der Stimulatoren und Materialwahl .....</b>	<b>72</b>
6.1 Konzeption der Meßanordnungen .....	72
6.1.1 Meßanordnung zur Bestimmung des Spannungs-Dehnungs-Verhaltens .....	72
6.1.2 Meßanordnung zur Bestimmung der mechanischen Impedanz .....	73
6.2 Voruntersuchungen zur Bestimmung der Gewebeeigenschaften .....	74
6.2.1 Spannungs-Dehnungs-Verhalten des Gewebes an der Fingerbeere .....	75
6.2.2 Mechanische Impedanz des Gewebes an der Fingerbeere .....	76
6.3 Ermittlung der erforderlichen Materialeigenschaften .....	77

6.3.1 Anforderungen an das Dielektrikum .....	78
6.3.2 Materialauswahl und Charakterisierung des Dielektrikums .....	81
6.3.3 Anforderungen an die Elektroden .....	84
6.3.4 Materialauswahl und Charakterisierung des Elektrodenwerkstoffes .....	86
6.4 Prognostiziertes Betriebsverhalten .....	89
6.4.1 Berechnetes Verhalten des Stimulators im Leerlauf .....	89
6.4.2 Berechnetes Verhalten des Stimulators mit der Lastimpedanz des Gewebes .....	90
6.5 Fazit .....	92
<b>7 Technologische Realisierung von Elastomer-Stapelaktoren .....</b>	<b>94</b>
7.1 Herstellung der dielektrischen Schichten .....	94
7.1.1 Auswahlkriterien für Material und Fertigungsverfahren .....	94
7.1.2 Möglichkeiten zur Herstellung dünner Elastomerschichten .....	95
7.1.3 Realisierung der Elastomerschichtherstellung .....	96
7.2 Herstellung der Elektroden .....	99
7.2.1 Auswahlkriterien für Material und Fertigungsverfahren .....	99
7.2.2 Möglichkeiten zur Herstellung strukturierter Partikelelektroden .....	99
7.2.3 Realisierung der Elektrodenherstellung .....	101
7.3 Kontaktierung .....	103
7.4 Übersicht des Prozeßablaufs und Steuerung .....	104
7.5 Ergebnisse .....	106
<b>8 Meßtechnische Charakterisierung .....</b>	<b>109</b>
8.1 Konzeption des Meßplatzes .....	110
8.2 Leitfähigkeit der Elektroden bei zweiachsiger Dehnung .....	111
8.2.1 Meßanordnung und Durchführung der Messungen .....	111
8.2.2 Ergebnisse .....	112
8.3 Quasistatisches Verhalten .....	113
8.3.1 Meßanordnung und Durchführung der Messungen .....	113
8.3.2 Ergebnisse und Modellvergleich .....	114
8.4 Dynamisches Verhalten .....	115
8.4.1 Meßanordnung und Durchführung der Messungen .....	115
8.4.2 Ergebnisse und Modellvergleich .....	115
8.5 Fazit .....	116

<b>9 Diskussion und Ausblick .....</b>	<b>118</b>
9.1 Zusammenfassung der Ergebnisse .....	118
9.2 Weiterentwicklung des Displaykonzepts .....	119
9.3 Weiterentwicklung der Technologie .....	121
9.4 Weitere Anwendungsfelder für elektrostatische Festkörperaktoren .....	122
<b>Anhang .....</b>	<b>124</b>
<b>Literatur .....</b>	<b>129</b>



## Formelzeichen und Abkürzungen

### Formelzeichen

a	[m/s <sup>2</sup> ]	Beschleunigung	V	[m <sup>3</sup> ]	Volumen
A	[m <sup>2</sup> ]	Fläche	w	[J/m <sup>3</sup> ]	Energiedichte
B	[T]	magnetische Flußdichte	W	[J, Nm]	Arbeit, Energie
c	[N/m]	Federkonstante	x	[m]	Breite
C	[F]	Kapazität	y	[m]	Länge
d	[Ns/m]	mechanische Dämpfung	Y	[Pa]	Elastizitätsmodul
D	[m]	Durchmesser	z	[m]	Dicke
e	[N/Vm]	piezoelektrische Kraftkonstante	Z	[Ns/m]	mechanische Impedanz
E	[V/m]	elektrische Feldstärke	$\epsilon_0$	[As/Vm]	Dielektrizitätskonstante
f	[Hz]	Frequenz	$\epsilon_r$	[1]	Relative Permittivität
F	[N]	Kraft	$\gamma$	[1]	Elektrostriktionskoeffi- zient
H	[A/m]	magnetische Feldstärke	$\eta$	[Pa s]	Viskositätsmodul
I	[A]	elektrischer Strom	$\varphi$	[°]	Winkel
k	[m/°]	Spindelsteigung	$\vartheta$	[K]	Temperatur
l	[m]	Länge	$\mu$	[1]	Gleitreibungszahl
m	[kg]	Masse	$\nu$	[1]	Querkontraktionszahl
M	[Pa s <sup>2</sup> ]	Trägheitsmodul	$\rho$	[kg/m <sup>3</sup> ]	Dichte
n	[1]	Anzahl, Zählvariable	$\omega$	[1/s]	Winkelgeschwindigkeit, Kreisfrequenz
p	[Pa]	Druck	$\dot{x}$		1. zeitliche Ableitung
P	[W]	Leistung	$\underline{x}$		komplexe Amplitude
q	[C/m <sup>2</sup> ]	Ladungsdichte	$\vec{x}$		Vektor
Q	[C]	elektrische Ladung			
R	[ $\Omega$ ]	elektrischer Widerstand			
S	[1]	Dehnung			
$\dot{S}$	[1/s]	Dehnungsgeschwindigkeit			
t	[s]	Zeit			
T	[Pa]	mechanische Spannung			
U	[V]	elektrische Spannung			
v	[m/s]	Geschwindigkeit			

### Indices

$\square$	auf quadratische Fläche bezogen
0	Anfangswert
a	Aktor

A	auf Fläche bezogen	k.A.	keine Angaben
AP	Arbeitspunkt	PVDF	Polyvinylidenfluorid
C	kapazitiv	PZT	Blei-Zirkonat-Titanat
e	elektrostatisch	RA	schnell adaptierend (rapidly adapting)
g	gesamt, Grenzwert	RS-232	serielle Rechnerschnittstelle
h	halten	SA	langsam adaptierend (slowly adapting)
i	im Inneren	TFT	Thin-Film-Transistor
max	Maximum	v. M.	vom Meßwert
mech	mechanisch	ZNS	Zentrales Nervensystem
min	Minimum		
n	nichtlinear		
p	parallel		
r	Resonanz, relativ		
rem	remanent		
rf	Abfall und Anstieg (rise/fall)		
s	seriell, spezifisch		
t	Gewebe (Tissue)		
w	Wiederholung		
x	in x-Richtung		
y	in y-Richtung		
z	in z-Richtung		

**Abkürzungen**

AC	Wechselspannung
ANC	Aktive Schwingungsdämpfung (Active-Noise-Control)
CCD	Charge-Coupled-Device
const	konstant
DC	Gleichspannung
DIN	deutsche Industrienorm
ESEM	Environmental-Scanning-Electron-Microscope
IGBT	Insulated-Gate-Bipolar-Transistor
ITO	Indium-Zinn-Oxid

# 1 Einführung

## 1.1 Taktile Wahrnehmung und taktile Stimulation

Neben den Sinnen Sehen, Hören, Riechen und Schmecken besitzt der Mensch als fünften Sinn den Tastsinn. Man spricht diesbezüglich auch von der *haptischen*<sup>1</sup> Sinneswahrnehmung, welche durch die sogenannten Mechanorezeptoren, die Sensoren des menschlichen Körpers für mechanische Größen, vermittelt wird. Den haptischen Sinn betreffend unterscheidet man zwischen der *kinästhetischen*<sup>2</sup> Wahrnehmung sowie der *taktilen*<sup>3</sup> Wahrnehmung. Für die Auslösung der kinästhetischen Wahrnehmung – auch Tiefensensibilität oder Propriozeption genannt – sind Rezeptoren für mechanische Spannungen, Dehnungen, Gelenkstellungen und Bewegungen in Muskeln, Sehnen, Gelenken und Bindegewebe verantwortlich. Die taktile Wahrnehmung – auch Oberflächensensitivität oder Berührungs- und Druckperzeption genannt – wird ausgelöst von unterschiedlichen Rezeptoren, welche in der Haut lokalisiert sind.

Dem Tastsinn sind ferner die Thermoperzeption sowie die Schmerzperzeption (Nocioption) zugeordnet. Mithilfe der Thermorezeptoren können neben den durch die Mechanorezeptoren erfaßten Materialeigenschaften weitere Eigenschaften, wie Wärmeleitfähigkeit oder Wärmekapazität eines Gegenstandes erkannt werden, sofern dieser nicht auf Körpertemperatur erwärmt ist. Mithilfe von Arrays aus Peltierelementen lassen sich Bereiche der berührten Haut erwärmen oder abkühlen und so thermotaktile Sinneseindrücke künstlich erzeugen [46]. Thermoperzeption und Schmerzperzeption sind jedoch für das Tastempfinden von geringerer Bedeutung als die mechanotaktile Wahrnehmung und werden in der vorliegenden Arbeit nicht behandelt.

Bei der Handhabung eines Gegenstandes sind taktile und kinästhetische Wahrnehmung eng miteinander verknüpft. Während die Rezeptoren der Haut bei Berührung des Gegenstandes die geometrische Form wie Kanten, Ecken oder Oberflächenbeschaffenheit „erkennen“, liefern die Lagerezeptoren Informationen über die zugehörige räumliche Position. Bei stark verringerter oder nicht mehr vorhandener taktiler Wahrnehmung, z.B. beim Tragen von Handschuhen, erhöht sich die Zeit zum Erfüllen von Testaufgaben je nach Schwierigkeitsgrad um 10 % - 75 % [88]. Fehlt die kinästhetische Information, wenn z.B. ein Gegenstand von einer zweiten Person über die ruhende Hand der Testperson bewegt wird, werden zwar

---

<sup>1</sup> grch. haptēin: fassen

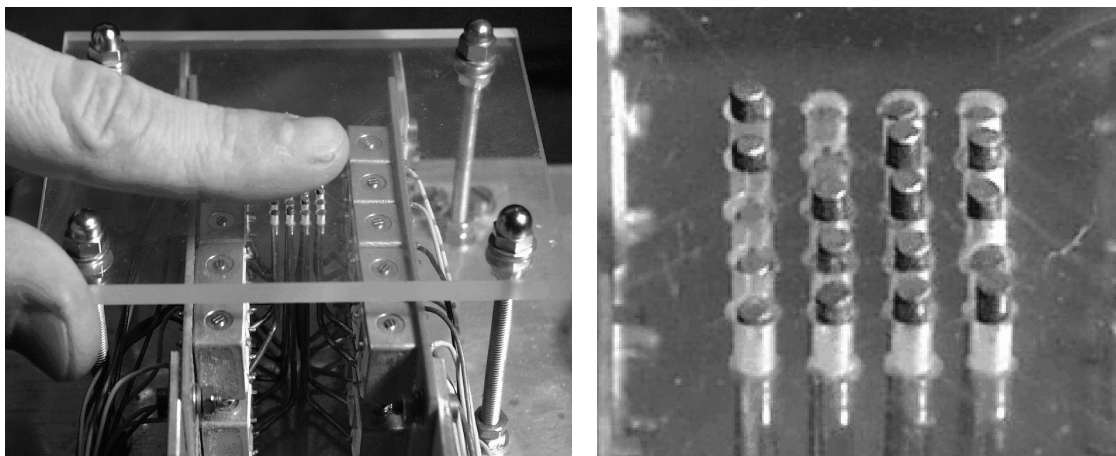
<sup>2</sup> gr.-nlat. kinästhetisch: auf die Muskelempfindung bezogen, bewegungsempfindlich

<sup>3</sup> lat. tactum: Berührung

Ecken, Kanten und Oberflächen des Gegenstandes wahrgenommen. Aufgrund der fehlenden Positionsinformation kann die Testperson jedoch keine Aussage über die Größe des Gegenstandes treffen, und ob er z.B. die Form eines Würfels oder einer Pyramide besitzt.

Für die erfolgreiche Durchführung einer Manipulationsaufgabe sind somit beide haptischen Sinneskanäle wichtig. Gehen die haptischen Informationen z.B. bei Durchführung einer ferngesteuerten Manipulation verloren, so kann durch künstliche Erzeugung einer kinästhetischen sowie taktilen Rückmeldung die Geschicklichkeit bei der Handhabung deutlich erhöht werden [60].

Zur künstlichen Stimulation der Sinneszellen der taktilen Wahrnehmung kommen entsprechende taktile Anzeigegeräte, auch taktile Displays genannt, zum Einsatz. Diese erzeugen statische Muster, welche vom Benutzer abgetastet werden oder dynamische Muster bei welchen eine taktile Stimulation ohne Relativbewegung zwischen dem taktilen Display und der Haut des Benutzers entsteht. Zur Erzeugung taktiler Muster kommen vorwiegend Stiftmatrizen zum Einsatz, deren separat ansteuerbare Stimulatoren je nach Funktionsprinzip bistabile, diskrete oder kontinuierliche Auslenkungen erzeugen können (siehe Bild 1.1).



*Bild 1.1: Beispiel für ein taktilen Display mit elektromagnetisch angetriebenen Stimulatoren [133]*

## 1.2 Einsatzgebiete von taktilen Displays

Taktile Displays kommen in unterschiedlichen Anwendungsgebieten zum Einsatz, welche in den folgenden Abschnitten erläutert werden. Neben der Nachbildung von Berührungen mit unbewegten oder bewegten Objekten ist auch die taktile Übertragung von Informationen möglich, welche normalerweise anderen Sinneskanälen zugeordnet sind.

### 1.2.1 Sensorische Substitution

Ein nicht mehr oder nur unvollständig funktionierender Sinn (besonders Sehen und Hören) schränkt die Lebensqualität eines Menschen stark ein. Sensorische Substitution mit Hilfe taktiler Stimulation bietet die Möglichkeit, fehlende Informationen aufgrund nicht mehr funktionierender Sinne dem Betroffenen in Form taktiler Reize zugänglich zu machen.

Sensorische Substitution findet breite Anwendung bei der Informationsdarstellung für Blinde in Form ertastbarer Schrift (Brailleschrift). Blindenschriftanzeigergeräte stellen den größten Anteil an kommerziell erhältlichen taktilen Displays. Auch die Anzeige taktiler Grafiken mit Hilfe von taktilen Displays findet Anwendung. Beispiele hierfür sind die Systeme TVSS (Tactile Vision Substitution System [83][112][2]) und OPTACON (Optical to Tactile Converter [68]). Es existieren auch Ansätze zur Nutzung der taktilen Stimulation als Orientierungshilfe für Blinde [111][28][43][91][21]. Hierbei werden mit einer geeigneten Auswertung eines Kamerabildes Details der Umgebung oder Hindernisse und deren Abstand zum Benutzer erfaßt. Diese Informationen werden in taktile Reize umgewandelt, wobei beispielsweise eine bestimmte Position eines Hindernisses im Erfassungsbereich der Kamera einer bestimmten Stimulationsregion auf der Haut zugeordnet ist. Je näher sich ein Hindernis befindet, desto stärker ist der taktile Reiz (Amplitude oder Stimulationsfrequenz).

Ein weiteres Gebiet der Substitution von Sinnen ist die Wandlung akustischer Informationen in taktile Reize als taktile Hörhilfe für Schwerhörige oder Gehörlose [10]. Taubblinde Personen wenden zur Kommunikation häufig die sogenannte TADOMA-Methode an, bei welcher Sprache durch das Auflegen der Hand auf das Gesicht des Sprechenden vermittelt wird. Die mit der Hand erkannten Bewegungen der Lippen und des Kiefers sowie des Luftstroms durch die Lippen und Vibrationen des Nackens lassen eine sehr zuverlässige Spracherkennung zu. Die bei der TADOMA-Methode vermittelten taktilen Reize können auch mittels eines taktilen Displays künstlich erzeugt werden. Hierbei wird mit Hilfe entsprechender Vorrichtungen die Sprache akustisch erfaßt und in taktile Muster umgewandelt, welche der entsprechenden Sprachmimik gleichen. Mit ausreichendem Training können Nutzer normale Sprache mit hoher Zuverlässigkeit verstehen [80][42][23].

Eine weitere denkbare Möglichkeit zur Anwendung taktiler Stimulation zur Substitution von Sinnen ist die Projektion der Kraftverteilung von Prothesenoberflächen auf Hautregionen intakter Körperteile. Ein Sensorarray, welches z.B. auf der Handfläche einer aktiven Handprothese aufgebracht ist, erfaßt hierbei die Kraftverteilung unter einer Objektberührung. Das vom Sensorarray erfaßte taktile Muster wird zu einem taktilen Stimulatorarray übertragen, welches z.B. am Oberarm des Prothesenträgers befestigt ist und hier die an der Prothese gemessene Kraftverteilung reproduziert. Dies ermöglicht dem Prothesenträger eine intuitivere Benutzung der künstlichen Gliedmaßen (vor allem Handprothesen) – die Prothese wird

„spürbar“. Eine erste, wenn auch sehr einfache Realisierung einer Sinnessubstitution bei Prothesen wird in [106] beschrieben. Hier wird der Beugungswinkel des Ellenbogens einer Armprothese in einen elektrotaktilen Reiz umgewandelt, welcher über einen Gürtel auf das Abdomen<sup>4</sup> übertragen wird.

Taktile Stimulation kann auch zur substituierten Informationsübertragung verwendet werden, wenn andere Sinneskanäle bereits mit anderen Aufgaben ausgelastet sind. Die Informationsbandbreite des taktilen Sinnes beträgt ca.  $10^1$ - $10^2$  Bit/s im Vergleich zu ca.  $10^4$  Bit/s des auditorischen und ca.  $10^6$  Bit/s des visuellen Sinnes [58].

### 1.2.2 Taktile Rückmeldung in der Telemanipulation

Bei der Verwendung von Telemanipulationssystemen bedient der Benutzer über ein Eingabegerät ein ferngesteuertes Werkzeug, z.B. einen elektromechanischen Greifer. Bei fehlender haptischer Rückmeldung erhält der Bediener lediglich eine visuelle Rückmeldung über den Handhabungsvorgang. Die fehlende Weiterleitung der werkzeugseitigen Informationen über Greifkräfte, Kollisionen mit Objekten, deren Oberflächenbeschaffenheit oder Geometrie sowie die strukturellen Objekteigenschaften (Masse, Steifigkeit, Dämpfung) führen zu einer erschwerten Handhabung eines Objektes.

Es existieren Realisierungen, in welchen von taktilen Sensorfeldern erfaßte Signale während einer Telemanipulationsaufgabe visuell an den Benutzer zurückgegeben werden [13][39]. Eine intuitive Bedienung des Eingabegerätes wird jedoch erst durch eine haptische Rückmeldung während des Handhabungsvorganges ermöglicht, da sie dem Benutzer die während der Objektberührung wirkenden Kräfte über den natürlichen Sinneskanal zugänglich macht.

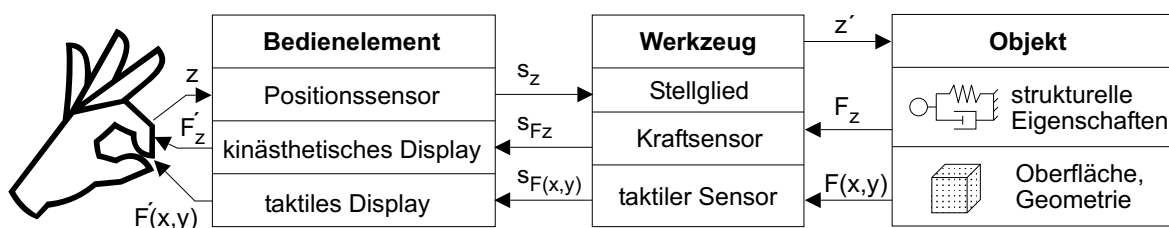


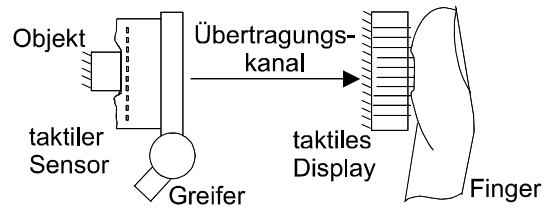
Bild 1.2: Struktur eines Telemanipulationssystems mit kinästhetischer und taktiler Rückmeldung

Bild 1.2 zeigt die Struktur eines Telemanipulationssystems mit kinästhetischer sowie taktiler Rückmeldung. Der Benutzer bedient ein Eingabegerät, welches die Position  $z$  der Finger mißt und als Signal  $s_z$  über eine Übertragungsstrecke an ein Werkzeug (z.B. einen Greifer) überträgt. Das Werkzeug führt mittels eines Stellgliedes die Bewegung der Finger nach. Am

<sup>4</sup> engl. abdomen: Bauch, Rumpfabschnitt zwischen Brustkorb und Hüfte

Werkzeug angebrachte Kraftsensoren messen die bei Interaktion des Werkzeuges mit einem Objekt entstehenden Kräfte  $F_z$  während der Manipulation.

Gleichzeitig erfassen taktile Sensoren die Kraftverteilung  $F(x,y)$  auf der Werkzeugoberfläche bei Berührungen mit Oberflächen, Ecken und Kanten eines Objektes [128]. Die entsprechenden Signale  $s_{Fz}$  sowie  $s_{F(x,y)}$  werden über die Übertragungsstrecke an das Bedienelement weitergeleitet. Dieses projiziert die skalierte Kraft  $F'_z$  der Werkzeugseite sowie das gemessene taktile Muster  $F'(x,y)$  mit entsprechenden Vorrichtungen auf die Hand des Benutzers. Zum Einsatz kommen hierbei sogenannte *kinästhetische Displays* zur Erzeugung der Kräfte sowie *taktile Displays*, zur Erzeugung des taktilen Sinneseindrucks. Bild 1.3 soll das Prinzip der taktilen Rückmeldung verdeutlichen.



**Bild 1.3:** Projektion taktiler Informationen von der Werkzeug- auf die Benutzerseite

Allgemein kann durch haptische Rückmeldung die Präzision ferngesteuerter Arbeiten über größere Distanz oder in gefährlichen Bereichen (z.B. Arbeiten mit giftigen, infektiösen oder explosiven Stoffen etc.) verbessert werden [45]. Spezielle Anwendung finden Systeme mit kinästhetischer Rückmeldung unter anderem in der Montage von mikrotechnisch gefertigten Bauteilen. Hier werden die Wege der Finger auf der Werkzeugseite herunterskaliert, während die geringen Kräfte zwischen Mikrobau teilen und Greifer verstärkt zur Hand rückgemeldet werden [64]. Entsprechendes kann für die taktile Rückmeldung realisiert werden, wodurch eine Kombination von taktiler und kinästhetischer Rückmeldung erreicht wird. Ein System mit einer solchen kombinierten Rückmeldung wird in [40] beschrieben.

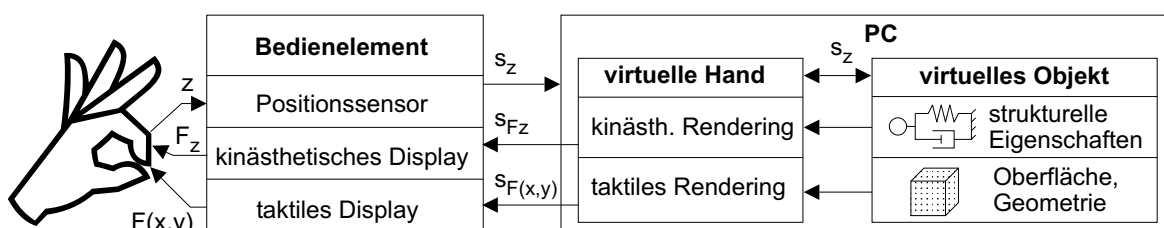
Ein weiteres Anwendungsfeld für haptische Rückmeldung ist die Raumfahrt, bei welcher mit Hilfe ferngesteuerter Roboter präzise Manipulationsaufgaben auf der Planetenoberfläche oder außerhalb des Raumfahrzeuges durchgeführt werden können. In Handschuhen von Raumanzügen eingesetzte taktile Displays können die durch die Dicke der Handschuhe stark verringerte taktile Wahrnehmung wiederherstellen [54].

In der traditionellen offenen Chirurgie spielt die taktile Wahrnehmung eine wichtige Rolle, da in das Gewebe eingebettete, nicht sichtbare Strukturen, wie Arterien, Ductus (Gänge, Kanäle) oder Tumore ertastet werden müssen, um sie nicht zu verletzen [104][82]. Der für offene Eingriffe benötigte große Schnitt bewirkt jedoch häufig viel größere Verletzungen an Gewebe, Muskeln, Haut oder Knochen als der Eingriff selbst. Mit der Verwendung von Endoskopen oder Kathetern durch Schnitte oder Körperöffnungen mit einem Durchmesser um 1 cm verliert der Chirurg dagegen die erforderlichen taktilen Sinneseindrücke und somit Geschicklichkeit. In der minimalinvasiven, computerunterstützten Chirurgie ermöglichen taktile und kinästhetische Rückmeldung eine wesentlich höhere Präzision bei Eingriffen im Inne-

ren des menschlichen Körpers. Der Chirurg wird in die Lage versetzt, Gewebe ertasten zu können [32]. Trotz Geschicklichkeit der Hand ist in der offenen Chirurgie besonders bei der Reparatur von Nerven oder Gefäßen die erforderliche Präzision ein Problem (durch Zittern, Streß, Koffein). Ermüdungserscheinungen können hierbei reduziert werden, wenn unter Verwendung einer haptischen Rückmeldung die Bewegungen des Chirurgen herunterskaliert und die Kräfte an der Endoskopspitze hochskaliert werden [104]. Die Verwendung von taktiler Rückmeldung im Hinblick auf ferngesteuerte chirurgische Instrumente ist Gegenstand intensiver Forschungsbemühungen [33][8]. Durch Experimente in Form eines simulierten Eingriffes wurde gezeigt, daß die Nutzung eines Manipulators mit taktiler Rückmeldung bessere Ergebnisse brachte als die Verwendung eines Standardendoskopes [82].

### 1.2.3 Taktile Rückmeldung in Virtual Reality Systemen

Die Rückmeldung bei Verwendung von Virtual Reality (VR) Systemen beschränkt sich zu- meist auf auditorische sowie 2- oder 3-dimensionale visuelle Informationen. Eine zusätzliche haptische Rückmeldung kann den Realitätsgrad einer virtuellen Umgebung erheblich steigern [101]. Bild 1.4 zeigt die Struktur eines VR-Systems mit haptischer Rückmeldung. Neben den virtuellen, rechnergenerierten Objekten ist hier auch das Werkzeug oder die virtuelle Hand rechnergeneriert, welche vom Benutzer über ein Eingabegerät – beispielsweise einen Datenhandschuh – gesteuert wird. Mittels kinästhetischem sowie taktilem Rendering<sup>5</sup> werden Richtung und Betrag der entsprechenden Kraftvektoren bei einer Kollision zwischen dem vom Benutzer gesteuerten virtuellen Werkzeug bzw. der virtuellen Hand und einem virtuellen Objekt ermittelt. Die entsprechenden Kräfte werden mittels haptischen Displays auf die Hand des Benutzers projiziert.



**Bild 1.4:** Struktur eines VR-Systems mit kinästhetischer und taktiler Rückmeldung

Anwendung finden solche Systeme für Trainingssimulatoren in Raumfahrt oder minimalinvasiver Chirurgie sowie in der Unterhaltungselektronik.

<sup>5</sup> engl. rendering: Bildwiedergabe; beim taktilen Rendering werden Kollisionen von virtueller Hand und virtuellem Objekt in taktile Muster umgerechnet, welche mit Hilfe eines taktilen Displays wiedergegeben werden.



### 1.3 Kommerziell erhältliche Geräte zur taktilen Stimulation

Die Mehrzahl der Forschungsarbeiten auf dem Gebiet taktiler Displays fokussiert sich auf das Gebiet der sensorischen Substitution für Blinde [60]. Auch die Verfügbarkeit kommerziell erhältlicher taktiler Displays vieler unterschiedlicher Hersteller beschränkt sich im Wesentlichen auf Geräte zur Darstellung von Brailleschrift oder taktiler Grafiken für Blinde. Die Kosten für eine Braille-Zelle, bestehend aus 8 taktilen Pins, belaufen sich nach [108] auf 35 €. Der Preis für eine Braille-Zeile mit 80 Zellen und somit insgesamt 640 Pins beträgt 10.000 € und mehr. Die Firma METEC bietet ein taktiles Grafikdisplay, bestehend aus 59 x 159 elektromagnetisch betriebenen Stimulatoren zu einem Preis von 60.000 € an. Die Firma VIRTU TOUCH vertreibt eine Computermouse, welche über ein kleines taktilen Display zur Stimulation einer Fingerkuppe verfügt, das den Bildbereich in Umgebung des Mauszeigers als taktile Grafik darstellt. Der Finger gleitet hier nicht über ein großflächiges Display, sondern die taktile Grafik des relativ zum Finger unbewegten Displays wird beim Bewegen der Maus dynamisch angepaßt, wobei ein Abtasteindruck entsteht. Die Kosten für dieses Gerät betragen etwa 5.000 €.

Der Abstand der Stimulatoren einer Braillezeile beträgt 2,4 mm, das taktile Grafikdisplay besitzt einen Pinabstand von 3,1 mm. Diese Abstände eignen sich zur Anzeige von Schriftzeichen, nicht aber zur Erzeugung einer realistischen taktilen Sinneswahrnehmung. Hierzu ist ein Abstand der Stimulatoren von weniger als 1 mm erforderlich, wie später noch erläutert wird. Der Hub der taktilen Stimulatoren einer Braille-Zelle beträgt 0,7 mm [5] und liegt damit wesentlich niedriger als die Hautdeformation während realer Handhabungsvorgänge. Während die Haut bei einem Handhabungsvorgang mit kontinuierlichen Amplituden deformiert wird, besitzen Braille-Stimulatoren lediglich zwei stabile Betriebszustände. Während der Abtastung durch den Benutzer ändern die Stimulatoren ihre Auslenkung nicht und benötigen somit keine hohe Grenzfrequenz. Während realer Tastvorgänge wird jedoch die Haut in spürbare Schwingungen versetzt, was für einen realitätsnahen Tasteindruck von Bedeutung ist. Dynamische Abtastvorgänge können daher mit Braille-Geräten nicht simuliert werden. Braille-Displays sind zumeist Tischgeräte mit etwa der Größe einer Computertastatur. Seit kürzerer Zeit sind auch kleinere mobile Geräte verfügbar, welche in etwa die Größe elektronischer Terminplaner besitzen.

Es ist derzeit kein taktilen Display existent, welches eine Stimulatordichte von mindestens  $1/\text{mm}^2$  bei gleichzeitig hoher Stimulatoranzahl und kleinem Bauvolumen besitzt. Die existierenden Lösungen eignen sich bezüglich der Spezifikationen der Stimulatoren sowie bezüglich der Baugröße nicht zum Aufbau taktiler Displays für eine realistische taktile Rückmeldung in Telemanipulationsanwendungen.

## 1.4 Zielsetzung und Aufbau der Arbeit

In dieser Arbeit soll ein Ansatz für die Realisation von miniaturisierten taktilen Displays aufgezeigt werden, welche vorwiegend in Telemanipulations- oder VR-Systemen eingesetzt werden sollen. Hierbei wird nur die mechanische, nicht die thermische Stimulation betrachtet. Die Miniaturisierung zielt auf die Verknüpfung von taktiler sowie kinästhetischer Rückmeldung ab, wobei das taktile Display direkt an der Hand des Benutzers befestigt werden soll, ohne ihre Bewegungsfreiheit einzuschränken. Kommerziell erhältliche Blindenschriftanzeigergeräte sind aufgrund ihrer Baugröße sowie ihrer strukturellen Starrheit hierfür nicht geeignet. Da taktile Displays für Telemanipulationsanwendungen dynamische taktile Muster realistisch wiedergeben müssen, sind an sie – vor allem bezüglich der Bandbreite, des Stimulatorhubes sowie der Stimulatordichte – höhere Anforderungen zu stellen, als an Blindenschriftdisplays.

Es soll überprüft werden, inwieweit Schwachstellen bisheriger taktiler Displays durch ein neuartiges Antriebsprinzip vermindert werden können sowie die Fertigung durch neuartige Technologien erleichtert werden kann. Hieraus folgen die nachstehenden konkreten Arbeitsschritte:

- *Ermittlung der Anforderungen aus den physiologischen Eigenschaften des taktilen Sinnes*

Eine Aufstellung der Eigenschaften des taktilen Sinnes in Kapitel 2 soll Aufschluß über die Anforderungen an taktile Displays geben. Diese Anforderungen hängen im Wesentlichen von den physiologischen Gegebenheiten ab. Hierbei spielt u.a. die Art, Anordnung oder Dichte der taktilen Sinneszellen in der Haut eine Rolle. Letztendlich entscheidend für die Anforderungen ist jedoch die subjektive Wahrnehmung taktiler Reize bzw. taktiler Muster, welche durch psychophysiologische Untersuchungen quantifiziert werden kann.

- *Existierende taktile Displays einordnen und analysieren*

Die Betrachtung verschiedener Lösungsvarianten zur Realisierung taktiler Stimulatoren in Kapitel 3 schafft einen Überblick über die verwendeten Antriebsprinzipien und mechanischen Übertragungsglieder und zeigt Vor- und Nachteile auf.

- *Neuen Lösungsansatz ableiten*

Aus der vorangegangenen Analyse wird in Kapitel 4 ein erfolgversprechendes Lösungskonzept abgeleitet. Ziele sind hierbei die Miniaturisierung taktiler Displays zur Ermöglichung des Einbaus in einen Datenhandschuh bei Einhaltung der Anforderungen sowie die Parallelfertigung von Aktorarrays mit einer großen Elementanzahl.

- *Modellbildung*

Zur Dimensionierung der Stimulatoren ist ein analytisches Modell für das elektromechanische Verhalten der Antriebselemente zu erstellen. Hierbei soll auch die durch das Körpergewebe gebildete Lastimpedanz betrachtet werden (Kapitel 5).

- *Entwurf und Dimensionierung von Prototypen*

Basierend auf dem zuvor erstellten Modell ist entsprechend der ermittelten Anforderungen ein Prototyp für ein taktiles Display mit dem ausgewählten Antriebsprinzip zu entwerfen und zu dimensionieren (Kapitel 6).

- *Materialien auswählen und Technologie zur Fertigung entwerfen und aufbauen*

Zur Realisierung des Lösungsansatzes werden geeignete Materialien ausgewählt sowie mögliche Technologien zur automatisierten Fertigung von Stimulatorfeldern untersucht, bewertet und aufgebaut (Kapitel 7).

- *Realisierung und Charakterisierung von Prototypen*

Das Konzept ist meßtechnisch zu untersuchen. Hierzu werden mit Hilfe der entwickelten Technologie Prototypen gefertigt. Ein Meßplatz zur Charakterisierung der statischen und dynamischen Eigenschaften der Prototypen wird aufgebaut. Meßreihen an den Prototypen schließen sich an. Die Beschreibung der Meßaufbauten sowie die Darstellung der Meßergebnisse erfolgt in Kapitel 8.

- *Schlußfolgerungen*

Die gewonnenen Meßdaten sollen Aufschluß über die Eignung des ausgewählten Antriebsprinzips für taktile Displays bei Erfüllung der Anforderungen geben. Aus dem Vergleich zwischen Modell und Meßdaten sind Ansätze für eine Verbesserung des Modells abzuleiten. Aus den während der Entwicklung der Fertigungstechnologie gewonnenen Erfahrungen sollen Möglichkeiten zur Optimierung abgeleitet werden (Kapitel 9).

## 2 Ermittlung der Anforderungen an taktile Displays

Zur Ermittlung quantifizierbarer Anforderungen an taktile Displays sollen zunächst die allgemeinen Anforderungen zur Erzeugung einer realistischen taktilen Wahrnehmung dargelegt werden. Die Betrachtung von Art und Lage der Mechanorezeptoren in der Haut soll erste Anhaltspunkte über die Eigenschaften des taktilen Sinnes liefern. Die subjektive taktile Wahrnehmung wird erst durch das Zusammenwirken vieler Mechanorezeptoren und der Informationsverarbeitung der „Sensorsignale“ im zentralen Nervensystem (ZNS) ausgelöst. Daher sollen aus psychophysiologischen Untersuchungen gewonnene Kennwerte der taktilen Wahrnehmung aus einer Literaturrecherche ermittelt und erläutert werden. Während Handhabungsvorgängen existiert eine wechselseitige sensomotorische Beeinflussung zwischen Wahrnehmung und Verhalten, welche ebenfalls bei der Konzeption beachtet werden sollte. Aus den gewonnen Erkenntnissen sollen schließlich quantifizierte Anforderungen an taktile Displays abgeleitet werden.

### 2.1 Allgemeine Anforderungen

Die Bedienung ferngesteuerter Greifer erfolgt am intuitivsten mit einem Datenhandschuh, welcher die Gelenkstellungen der Finger erfaßt und zum Greifer überträgt [8]. Das Problem der Replikation von Greifkräften auf die Hand des Benutzers kann in zwei Teile untergliedert werden: Krafterückmeldung und taktile Rückmeldung. Die Vermittlung der vollen Tastempfindung erfordert die Kombination von taktiler und kinästhetischer Rückmeldung [52]. Sowohl für Anwendungen in der Telemanipulation als auch in VR sollte ein taktiles Display daher leicht und kompakt sein. Es sollte in einem Handschuh Platz finden, welcher ohne Einschränkungen in Komfort und Bewegungsfreiheit getragen werden kann [113][17]. Ein Handschuh besitzt jedoch funktionale sowie dimensionale Einschränkungen bezüglich des Einbaus von Systemen zur haptischen Rückmeldung. Die kinästhetische Rückmeldung wird daher häufig durch an der Handrückseite angebrachte Exoskeletons<sup>6</sup> realisiert.

Ein ideales taktiles Display erzeugt einen Tasteindruck, welcher nicht von einer realen Objektberührung zu unterscheiden ist. Die Anforderungen an ein solches taktiles Display zum Einbau in einen Handschuh können wie folgt definiert werden:

- Das taktile Display sollte in der Lage sein, den Eindruck geschlossener Oberflächen zu vermitteln, ohne daß die einzelnen Stimulatoren spürbar sind [96].

---

<sup>6</sup> Exoskeleton: Am Körper befestigte Kinematik zur Ausübung aktiver Kräfte auf Körperteile oder zur passiven Sperrung deren Bewegung

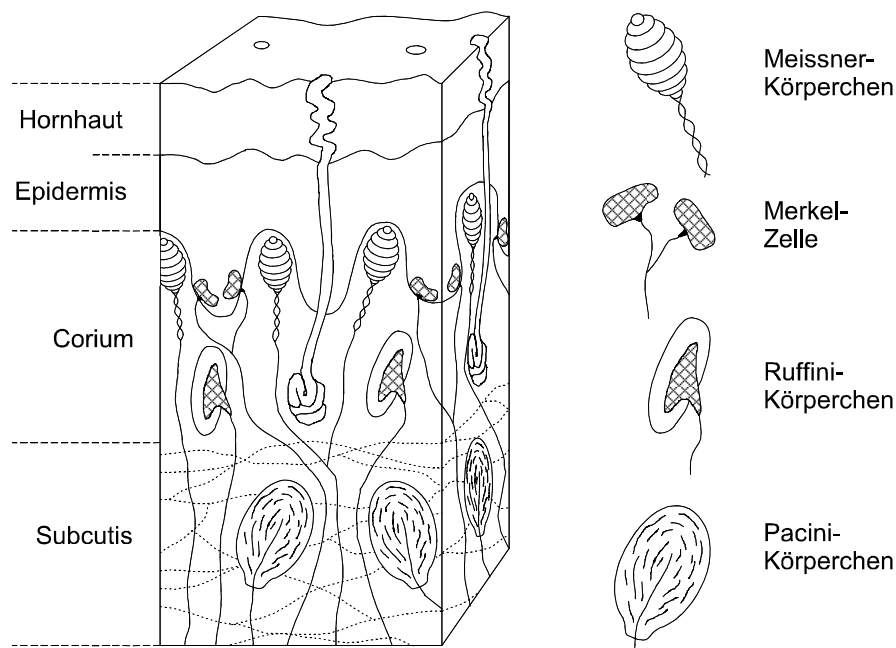
- Spitzen und scharfe Kanten sollten darstellbar sein. Kanten sind offenbar für die Erkennung taktiler Muster am wichtigsten [2].
- Feine Oberflächenstrukturen sollten darstellbar sein [16].
- Neben Kräften senkrecht zur Hautoberfläche sollte eine Scherung (laterale Dehnung aufgrund von Tangentialkräften) der Haut, welche bei Relativbewegungen zwischen Finger und Objekten auftritt, erzeugbar sein [70].
- Taktile Vibrationen über den gesamten spürbaren Frequenzbereich sollten darstellbar sein.
- Die erzeugten Hautdeformationen sollten den bei realen Tastvorgängen auftretenden Deformationen entsprechen, die Stimulatoren sollten daher kontinuierliche Auslenkungen erzeugen können im Gegensatz zu Braille-Displays mit zwei diskreten Zuständen [113].
- Sämtliche bei realen Tast- und Greifvorgängen involvierte Bereiche der Hand sollten ansprechbar sein.
- Das Gewicht des taktilen Displays sollte vernachlässigbar sein [113].
- Das Bauvolumen sollte sehr klein sein, um die Bewegungsfreiheit der Hand nicht einzuschränken [17] und eine Anbringung auf den Fingerspitzen zuzulassen [113].
- Das taktile Display sollte eine sehr hohe strukturelle Flexibilität besitzen, um die Beweglichkeit der Hand zu gewährleisten.
- Die Geräuschentwicklung sollte vernachlässigbar sein [113].
- Die Verwendung darf keine Invasivität durch Temperatur, elektrische Ströme oder intrakorporale Anbringung bewirken [113].
- Die Fertigungskosten sollten niedrig sein. Dies erfordert aufgrund der zu erwartenden hohen Stimulatoranzahl eine geringe Komplexität sowie die Möglichkeit der Parallelfertigung ohne Montageschritte.

Zur Quantifizierung dieser sehr allgemein gehaltenen Anforderungen werden zunächst Grundlagen erläutert, die für das Verständnis der taktilen Wahrnehmung nützlich sind. Hierzu zählen zum einen der Aufbau der Haut und die nähere Betrachtung der taktilen Sinneszellen. Eine ausschließliche Betrachtung der anatomischen Gegebenheiten (Art und Anordnung der Rezeptoren, Reizweiterleitung, Gewebeeigenschaften, etc.) reicht jedoch für eine vollständige Ableitung der Anforderungen nicht aus, da für die taktile Empfindung auch die Reizverarbeitung im Gehirn ausschlaggebend ist. Die charakteristischen Kennwerte der taktilen Wahrnehmung sind daher nur durch psychophysiologische Untersuchungen zu ermit-

teln. Aus einer Literaturrecherche zu diesem Thema sollen quantifizierbare Anforderungen für die Entwicklung taktiler Displays gewonnen werden.

## 2.2 Mechanorezeptoren der taktilen Wahrnehmung

Die taktilen Wahrnehmung wird durch Mechanorezeptoren in der Haut vermittelt, die nach ihrem Antwortverhalten auf Standardreize sowie nach ihrer Morphologie charakterisiert werden können. Man unterscheidet vier Rezeptortypen der unbehaarten Haut: Merkel-Zellen (SA-I), Ruffini-Körperchen (SA-II), Meissner-Körperchen (RA-I) und Pacini-Körperchen (RA-II). SA („slowly adapting“) bedeutet, diese langsam adaptierenden Rezeptoren erzeugen bei einem langandauernden statischen Hautreiz ständig Aktionspotentiale<sup>7</sup>. RA („rapidly adapting“) dagegen bezeichnet einen schnell adaptierenden Rezeptortyp, welcher nur bei bewegter Haut antwortet. Die römischen Ziffern I und II bezeichnen die Größe eines Gebietes, innerhalb welchem ein Rezeptor auf einen Reiz reagiert. Die Ziffer I bedeutet, daß das rezeptive Feld dieser Rezeptoren eher klein ist, II dagegen deutet ein größeres rezeptives Feld an. Bild 2.1 zeigt einen Querschnitt durch die unbehaarte Haut sowie die Lage der Mechanorezeptoren in den verschiedenen Hautschichten.



**Bild 2.1:** Lage und Art der Mechanorezeptoren in der unbehaarten Haut des Menschen (nach [86])

<sup>7</sup> Aktionspotential: Bei Reizung einer Nervenzelle kommt es zu einer Änderung des Zellmembranpotentials sowie der Ionenleitfähigkeit. Der kurzzeitige Ionenstrom reizt benachbarte Nervenzellen was zu einer Reizweiterleitung im Nerv führt [93].

Die 0,1-0,2 mm dicke Epidermis, welche zapfenförmig in das Corium (ca. 1 mm Dicke) hineinragt, trägt die Hornhaut (Stratum Corneum) mit einer Dicke von etwa 0,02 mm. An der Unterseite der Zapfen der Epidermis befinden sich die Merkel-Zellen. Die Meissner-Körperchen sind an der Oberseite der Zapfen des Coriums lokalisiert. Die Ruffini-Körperchen sind im unteren Teil des Coriums angeordnet und die Pacini-Körperchen befinden sich in der Subcutis (etwa 3-4 mm Dicke).

**Tabelle 2.1:** Eigenschaften der Rezeptortypen der unbehaarten Haut [54]

Rezeptor- typ	Antwort- verhalten	Frequenz- bereich (max. Empfind- lichkeit)	Amplituden- schwellwert (Durch- schnittswert)	Rezeptives Feld (Durch- schnittswert)	Rezeptor- dichte an Fingerspitze (Handfläche)	Zur Wahr- nehmung von
Merkel- Zelle	SA-I	0,4-100 Hz (7 Hz)	7-600 $\mu\text{m}$ (56,5 $\mu\text{m}$ )	2-100 $\text{mm}^2$ (11 $\text{mm}^2$ )	70 / $\text{mm}^2$ (8 / $\text{mm}^2$ )	statischem Druck, Kanten
Ruffini- Körperchen	SA-II	7 Hz	40-1500 $\mu\text{m}$ (331 $\mu\text{m}$ )	10-500 $\text{mm}^2$ (59 $\text{mm}^2$ )	9 / $\text{mm}^2$ (15 / $\text{mm}^2$ )	statischem Druck, Scherung
Meissner- Körperchen	RA-I	10-200 Hz (20-40 Hz)	4-500 $\mu\text{m}$ (13,8 $\mu\text{m}$ )	1-100 $\text{mm}^2$ (12,5 $\text{mm}^2$ )	140 / $\text{mm}^2$ (25 / $\text{mm}^2$ )	Geschwindig- keit, Kanten
Pacini- Körperchen	RA-II (auch:PC)	40-800 Hz (200-300 Hz)	3-20 $\mu\text{m}$ (9,2 $\mu\text{m}$ )	10-1000 $\text{mm}^2$ (101 $\text{mm}^2$ )	21 / $\text{mm}^2$ (9 / $\text{mm}^2$ )	Beschleunig- ung, Vibra- tionen

Tabelle 2.1 gibt einen Überblick über die Eigenschaften der Mechanorezeptoren. Neben dem Antwortverhalten und der Größe der rezeptiven Felder unterscheiden sich die Rezeptoren im Frequenzbereich, innerhalb dessen die Rezeptoren Aktionspotentiale erzeugen, im Amplitudenschwellwert, unterhalb welchem keine Reizempfindung ausgelöst wird sowie in der Anzahl der Rezeptoren je Flächeneinheit. Den Eigenschaften entsprechend erfüllen die Rezeptoren unterschiedliche Aufgaben bei der Sinneswahrnehmung während der Handhabung eines Gegenstandes. Die Merkel-Zellen reagieren auf statische Deformation der Haut. Aufgrund des kleinen rezeptiven Feldes können durch diese Rezeptoren Kanten und Ecken eines Körpers erkannt werden. Auch die Ruffini-Körperchen reagieren auf statische Deformation. Sie erkennen vorwiegend eine Scherung der Haut, gleichbedeutend mit einer lateralen Dehnung aufgrund von Kräften tangential zur Hautoberfläche [71]. Die Meissner-Körperchen detektieren vorwiegend die Geschwindigkeit der Hautdeformation und die Pacini-

Körperchen sind empfindlich für die Geschwindigkeitsänderung – also die Beschleunigung der Haut während der Deformation.

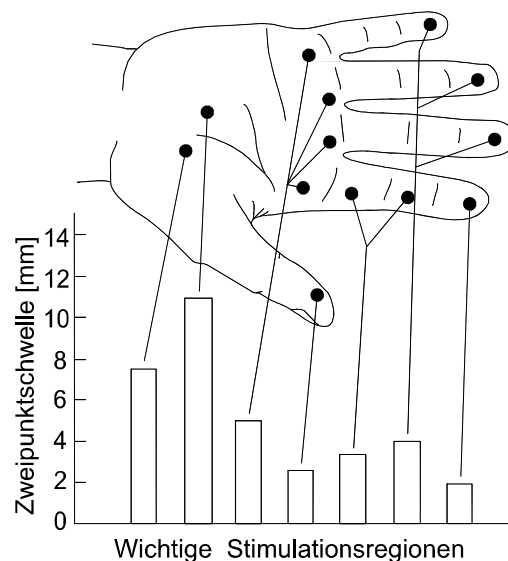
## 2.3 Kennwerte der taktilen Wahrnehmung

Die taktilen Wahrnehmung eines mechanischen Reizes auf der Haut wird nicht nur durch die Eigenschaften der Mechanorezeptoren, sondern auch durch die „Signalverarbeitung“ im zentralen Nervensystem bestimmt. Die Quantifizierung der subjektiven Wahrnehmung taktiler Reize zur Ermittlung der Eigenschaften des taktilen Sinnes, wie z.B. Schwellwerte bezüglich Kraft und Deformation oder Kraft- bzw. Wegauflösung, ist Gegenstand vieler psychophysiologischer Untersuchungen, welche in den folgenden Abschnitten analysiert werden. Unterschiedliche anatomische Eigenschaften der Versuchspersonen sowie voneinander abweichende Untersuchungsmethoden führen zu starken Schwankungen der ermittelten Zahlenwerte. Es lassen sich jedoch für die wichtigsten Charakteristika der subjektiven Wahrnehmung Wertebereiche festlegen, welche eine Tendenz erkennen lassen.

### 2.3.1 Räumliches Auflösungsvermögen taktiler Reize

Das räumliche Auflösungsvermögen der taktilen Wahrnehmung wird durch die Zweipunktschwelle beschrieben. Diese entspricht dem Abstand zweier Reizpunkte auf der Haut, welche gerade noch unterschieden werden können. Bei Verringerung des Abstandes werden zwei taktile Reize nur noch als einzelner Reiz wahrgenommen. Die Zweipunktschwelle ist stark abhängig von der jeweiligen Körperregion, die niedrigsten Werte, also die höchste Auflösung, werden an den Fingerspitzen, der Hand und an der unteren Gesichtshälfte gemessen [86]. Bild 2.2 zeigt eine Übersicht der Zweipunktschwelle auf Regionen der Hand. Das Auflösungsvermögen ist im Wesentlichen abhängig von der Dichte der SA-I- und RA-I-Rezeptoren. Die Dichte der SA-II- sowie RA-II-Rezeptoren zeigt dagegen keinen Einfluß auf das Auflösungsvermögen.

In der Literatur findet man unterschiedliche Angaben über die Zweipunktschwelle an den Fingerspitzen, was auf unterschiedliche Untersuchungsmethoden sowie individuelle Abweichungen zurückzuführen ist. Einige Autoren unterscheiden zwischen der Zweipunktschwelle bei statischer Anregung mit zwei unbeweg-



**Bild 2.2:** Räumliche Auflösung auf der menschlichen Hand und Dichte der Rezeptoren (nach[88])



ten Stiften sowie bei dynamischer Anregung mit vibrierenden Stiften. Bei dynamischer Anregung ergeben sich niedrigere Werte für die Zweipunktschwelle, da die RA-I-Rezeptoren, welche im Frequenzbereich von 10-200 Hz empfindlich sind ein kleineres rezeptives Feld besitzen als die für statische Deformation empfindlichen SA-I-Rezeptoren. Tabelle 2.2 gibt einen Überblick über die in verschiedenen Quellen angegebenen Werte für die Zweipunktschwelle an den Fingerspitzen sowie der Handfläche.

**Tabelle 2.2:** Zweipunktschwelle an den Fingerspitzen bzw. auf der Handfläche

Stimulationsregion	Fingerspitze								Handfläche	
Zweipunktschwelle [mm]	1	2	2,5	2-3	2,5	1	3	2	10	11
Stimulationsart	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	stat.	dyn.	stat.	dyn.	stat.	
Quelle	[71]	[87]	[15]	[16]	[110]		[54]		[88]	

Die in Tabelle 2.2 angegebenen Werte beziehen sich auf die Stimulation mittels einer Erhebung, während [81] eine minimal spürbare Breite eines Spaltes angibt. Demnach ist bei *statischer Stimulation* ein Spalt mit einer Breite von 1,51 mm gerade noch wahrnehmbar. Beim *Abtasten* eines Spaltes wird dagegen bereits ein Spalt mit einer Breite von 0,17 mm erkannt. Dies entspricht der Aussage von [55], daß das funktionelle Auflösungsvermögen beim Ertasten um das etwa Zehnfache ansteigt, da die Zweipunktschwelle bei nacheinanderfolgenden Reizen geringer ist als bei gleichzeitiger Reizung benachbarter Hautbereiche. Zusätzlich wird beim Abtasten feiner Texturen die Haut aufgrund ihrer Rillenstruktur auf der Fingerkuppe in Schwingungen versetzt. Hierdurch können auch Texturen gefühlt werden, welche wesentlich dichter aneinanderliegen als die Zweipunktschwelle [16].

### 2.3.2 Amplitudenschwellwerte taktiler Reize

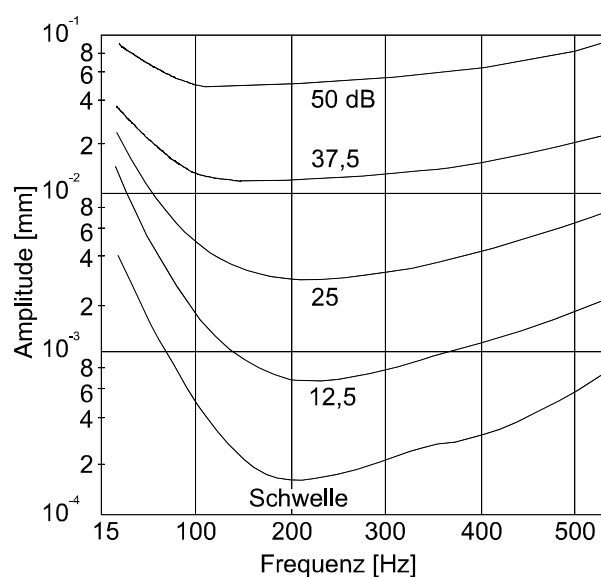
Die minimale Auslenkung der Haut, welche gerade noch spürbar ist, hängt von der Anregungsfrequenz sowie der Anregungsfläche ab, wobei der Schwellwert mit steigender Stimulationsfläche abnimmt. Tabelle 2.3 zeigt eine Übersicht von in unterschiedlichen Quellen genannten Werten für die Amplitudenschwelle taktiler Reize. Bei Stimulationsfrequenzen zwischen 200 und 300 Hz ist eine maximale Empfindlichkeit zu beobachten, wobei die zur Auslösung einer taktilen Empfindung nötige Stimulationsamplitude weniger als 1  $\mu\text{m}$  beträgt. [98] gibt einen Amplitudenschwellwert von 1  $\mu\text{m}$  bei einer Anregungsfrequenz unterhalb 30 Hz an, welche zwischen 30 und 300 Hz um  $-12 \text{ dB/oct}$  fällt und oberhalb 300 Hz wieder ansteigt. Für tangentielle Deformation parallel zur Hautoberfläche gibt [110] einen frequenzabhängigen Schwellwert von 20-200  $\mu\text{m}$  an.

Entsprechend der minimal spürbaren Stimulationsamplitude läßt sich ein maximaler Amplitudenwert angeben, oberhalb dessen eine taktile Reizung als unangenehm empfunden wird. In [20] wird angegeben, daß eine vibrotaktile Stimulation bis zu einer Amplitude von 0,5 mm bei einem Stimulatorendurchmesser von 1 mm als angenehm empfunden wird. Über die Anregungsfrequenz werden jedoch keine Angaben gemacht.

**Tabelle 2.3:** Amplitudenschwellwerte taktiler Reize

Amplitudenschwellwert [ $\mu\text{m}$ ]	> 3	2	0,85	1	0,07	10	5	0,16
Stimulationsfrequenz [Hz]	k.A.	k.A.	k.A.	< 30	200	stat.	25-650	250
Anregungsfläche [ $\text{mm}^2$ ]	< 5	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	< 5	500
Quelle	[54]	[110]	[59]	[98]	[86]	[55]		

Sehr ausführliche Untersuchungen bezüglich der Amplitudenschwellwerte an der Fingerbeere führte HUGONY durch [41]. Er ermittelte die frequenzabhängige Wahrnehmungsschwelle, Schwingungsamplituden identischer, subjektiv gefühlter Intensität, sowie eine Lästigkeitschwelle, oberhalb welcher taktile Schwingungen als unangenehm empfunden werden. Das Ergebnis dieser Untersuchungen ist in Bild 2.3 dargestellt. Die untere Kurve gibt die Wahrnehmungsschwelle an, unterhalb welcher Vibrationen nicht mehr spürbar sind, darüber sind Kurven gleicher Intensität aufgetragen. Die Wahrnehmungsschwelle besitzt ein Minimum von etwa 0,2  $\mu\text{m}$  bei einer Frequenz von 200 Hz. Die obere Kurve entspricht der Schwelle oberhalb welcher taktile Reize als lästig empfunden werden. Die maximale Deformation der Haut an der Fingerbeere beträgt zwar durchschnittlich etwa 3,5 mm [16], die Lästigkeitschwelle liegt jedoch für dynamische Reize mit 50-100  $\mu\text{m}$  deutlich darunter. Die Schwellwerte werden für Stimulationsfrequenzen oberhalb 15 Hz angegeben, für statische Anregung werden keine Angaben gemacht. Es wird vermutet, daß bei statischer Deformation eine unangenehme Empfindung erst bei Erreichen der Schmerzschwelle entsteht. Diese liegt bei etwa 3,2 N bei Anregung mit einem Stimulator mit 1,75 mm Durchmesser [16]. Dies entspricht einem Druck von 1,33 MPa.



**Bild 2.3:** Intensitätsschwellen und Werte gleicher Intensität bei dynamischer Anregung der Haut (nach [41])

## 2.4 Sensomotorik der menschlichen Hand

Bei der Manipulation von Gegenständen besteht ein unmittelbarer Zusammenhang zwischen Wahrnehmung und Reaktion. So übt der Mensch beim *Ertasten* eines Gegenstandes kaum Kräfte aus, jedoch ist eine Relativbewegung zwischen Objekt und Haut nötig. Hierbei werden über taktile Reize Geometrien und Texturen wahrgenommen. Beim *Ergreifen* eines Objektes dagegen werden deutliche Kräfte ausgeübt. Es existiert jedoch keine Relativbewegung und damit kaum taktile Reizung [7].

Die taktile Reizung durch Erstberührung beim Ergreifen sowie die Kontaktlösung beim Loslassen von Gegenständen werden taktil vermutlich von RA-I Rezeptoren wahrgenommen [48]. Beim Abtasten wirken aufgrund der Reibung zwischen Objekt und Haut Kräfte tangential auf die Hautoberfläche, was zu einer lateralen Dehnung des Gewebes führt und somit eine Reizung der für Scherkräfte empfindlichen SA-II-Rezeptoren bewirkt [70].

Beim Abtasten von Texturen bewegt der Mensch seine Finger mit durchschnittlich 2 cm/s (Bereich: 1-25 cm/s) und einer Kontaktkraft von durchschnittlich 1,1 N (Bereich: 0,3-4,5 N) über die Oberfläche [16]. Die Deformation der Haut aufgrund dieser Kontaktkraft und damit die Reizung der Mechanorezeptoren sind abhängig von der Berührfläche zwischen Haut und Gegenstand, worüber hier jedoch keine Angaben gemacht werden. Die Abhängigkeit zwischen der Gewebedeformation an der gewölbten Fingerbeere und der Berührfläche mit einem ebenen Untergrund wird jedoch in [35] an vier Testpersonen untersucht. Für eine auf die Fingerkuppe wirkende durchschnittliche Abtastkraft von 1,1 N in einem Winkel von 15° gegenüber der Flächennormalen wurde eine mittlere Gewebedeformation von etwa 2 mm gemessen. Für den Bereich der Kontaktkraft von 0,3-4,5 N während des Ab tastens wurde eine Deformation zwischen etwa 1,5-3 mm ermittelt (Tabelle 2.4).

**Tabelle 2.4:** Zusammenhang zwischen Kontaktkraft, Gewebedeformation, Berührfläche und Druck während des Ab tastens

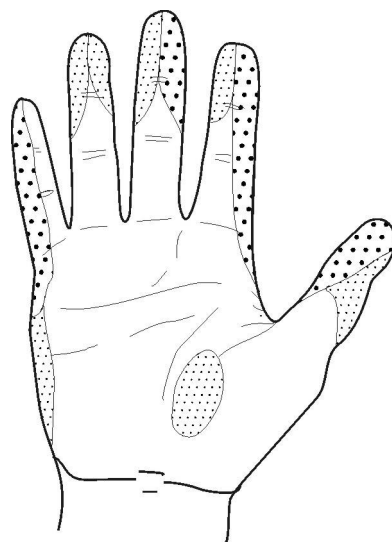
	Abtastkraft [N] (Quelle: [16])	Deformation [mm] (Quelle: [35])	Berührfläche [mm <sup>2</sup> ] (Quelle: [35])	Berechneter Druck [kPa]
Minimum	0,3	1,5	129	2,3
Durchschn.	1,1	2	172	6,4
Maximum	4,5	3	258	17,4

Weitere Untersuchungen ergaben einen linearen Zusammenhang zwischen Gewebedeformation (ebenfalls in einem Winkel von 15° zur Gewebeflächennormalen) und Berührfläche. Die Berührfläche beträgt demnach etwa 172 mm<sup>2</sup> bei einer mittleren Abtastkraft von 1,1 N.

Für den Bereich der Kontaktkräfte zwischen 0,3-4,5 N ergibt sich eine Berührfläche von ca. 129-258 mm<sup>2</sup>. Aus den so ermittelten Werten kann der während des Abtastens auftretende Druck auf das Gewebe ermittelt werden. Dieser beträgt zwischen 2,3-17,4 kPa bei einem Wert von 6,4 kPa bei durchschnittlicher Abtastkraft.

Die ermittelten Werte geben erste Anhaltspunkte über die für eine großflächige Gewebedeformation erforderlichen Stimulordrücke. Da bei Verkleinerung der Stimulationsfläche das Gewebe in der Umgebung der Stimulationsregion die Dehnung behindert, ist jedoch damit zu rechnen, daß die effektive Steifigkeit des Gewebes mit abnehmender Stimulationsfläche zunimmt. Hierdurch werden voraussichtlich höhere Drücke für die Deformation erforderlich sein.

Bei der Objektmanipulation werden nicht alle Hautbereiche der Hand gleichermaßen stimuliert. Bild 2.4 gibt einen Überblick über die Handbereiche, welche am häufigsten mit ergriffenen Objekten in Berührung stehen.



**Bild 2.4:** Handbereiche, die am häufigsten mit manipulierten Objekten in Berührung stehen. Regionen mit großen Punkten werden häufiger stimuliert als solche mit kleinen Punkten. Unmarkierte Handbereiche werden weniger häufig benutzt, abhängig von Größe und Form des gegriffenen Objektes und der Art der Manipulationsaufgabe (nach [88]).

## 2.5 Quantifizierung der Anforderungen an taktile Displays

Eine Quantifizierung der taktilen Sinneswahrnehmung erfordert reproduzierbare Versuchsbedingungen und auf wenige Testgrößen reduzierte Versuchsanordnungen, welche nur annähernd die komplexe taktile Reizung bei realen Handhabungsvorgängen nachbilden. Zur Ermittlung der exakten Anforderungen ist daher die Evaluierung des subjektiv empfundenen Realitätsgrades eines mit einem taktilen Display simulierten Handhabungsvorganges not-

wendig. Hierfür wird ein taktiles Display benötigt, welches eine Stimulatordichte weit über der Zweipunktauflösung der Haut ( $> 1/\text{mm}^2$ ) besitzt. Mit einem solchen Display können Stimulatorabstand, -fläche, -zwischenraum und Stimulationsamplituden sowie -frequenzen variiert und der Einfluß auf die taktile Wahrnehmung untersucht werden. Hierfür sollte ein solches Display Stimulationsamplituden von mehr als 3 mm (maximale Hautdeformation an den Fingerspitzen) bei Frequenzen bis 1000 Hz erzeugen, was eine Untersuchung des Einflusses dieser beiden Größen auf die subjektive Wahrnehmung erlaubt. Zur Erreichung einer Stimulation nahe der Schmerzschwelle ist ein Stimulatordruck von etwa 1,3 MPa notwendig.

Ein zuletzt beschriebenes ideales taktiles Display, welches die geforderte Auflösung bei Realisierung der beschriebenen Hübe, Frequenzen und Drücke realisiert, wurde bisher nicht beschrieben und ist nach technischen sowie technologischen Gesichtspunkten nur mit sehr hohem Aufwand zu realisieren. Zur Untersuchung der Eigenschaften des taktilen Sinnes werden daher häufig statische taktile Muster verwendet, welche von einer Testperson abgetastet werden [89]. Mit dieser Untersuchungsmethode können zwar Erkenntnisse bezüglich des Auflösungsvermögens gewonnen werden, die während der Abtastung tatsächlich auftretenden frequenzabhängigen Vibrationsamplituden des Gewebes können jedoch aus den Parametern des taktilen Musters sowie dem Abtastverhalten der Testperson nur schwer ermittelt werden.

Zur Definition der Anforderungen soll daher auf die in den Abschnitten 2.3 und 2.4 beschriebenen Kennwerte des taktilen Sinnes zurückgegriffen werden, welche in Tabelle 2.5 zusammengefaßt sind. Des Weiteren sollen Vorschläge aus der Literatur berücksichtigt werden, welche im Folgenden diskutiert werden.

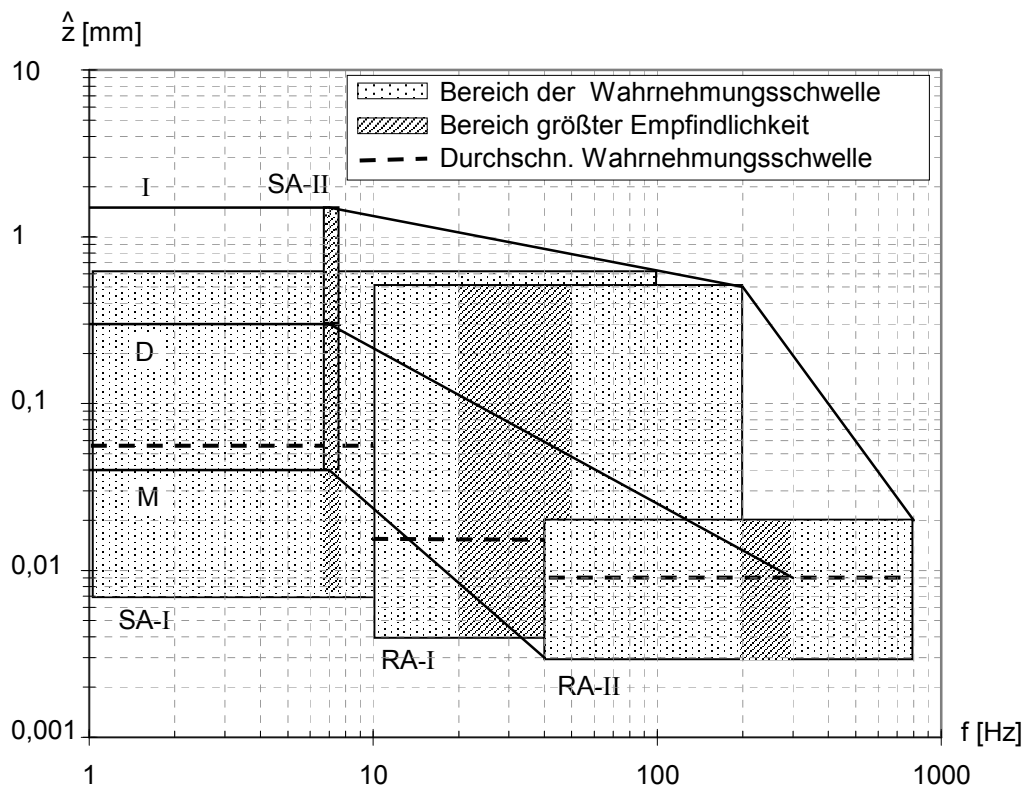
**Tabelle 2.5:** Kennwerte der taktilen Wahrnehmung an den Fingerspitzen

	Bereich	Bemerkungen
Zweipunktschwelle	1-3 mm ohne Abtastbewegung	min. 0,17 mm beim Abtasten
minimal spürbare Amplitude	0,07-10 $\mu\text{m}$ normal; 20-200 $\mu\text{m}$ lateral	abhängig von Frequenz und Anregungsfläche
Schmerzgrenze	3,2 N mit Stift- $\varnothing$ 1,75 mm (1,33 MPa)	max. durchschnittliche Deformation 3,5 mm
Frequenzbereich	0-1000 Hz	max. Empfindlichkeit bei 200-300 Hz
Abtastgeschwindigkeit	1-25 cm/s	Durchschnitt 2 cm/s
Abtastkraft	0,3-4,5 N	Durchschnitt 1,1 N
Lästigkeitsschwelle	50-100 $\mu\text{m}$ bei 15-500 Hz	bei statischer Deformation vermutlich Schmerzgrenze

### Frequenzgang der Stimulatoren

In [60] wird für ein taktiles Display ein Stimulatorhub von 3 mm bei 10 Hz Bandbreite gefordert. Der geforderte Stimulatorhub von 3 mm ist sinnvoll im Hinblick auf eine maximale Hautdeformation von etwa 3,5 mm. Die Bandbreite von 10 Hz erscheint zu gering, um Objektberührungen realistisch wiederzugeben, da bei dieser Frequenz lediglich die langsam adaptierenden SA-Rezeptoren angesprochen werden, welche für statische Deformation zuständig sind, nicht aber die vibrationsempfindlichen schnell adaptierenden RA-Rezeptoren (vergl. Tabelle 2.1).

In [72] beträgt der geforderte Stimulatorhub 2 mm bei einer Frequenz von 50 Hz. Dieser Wert liegt knapp über der unteren Grenzfrequenz der RAI-Rezeptoren, welche jedoch auch noch Vibrationen mit Frequenzen von bis zu 800 Hz erfassen. Die Frequenz maximaler Empfindlichkeit liegt mit 200-300 Hz ebenfalls noch weit oberhalb der geforderten 50 Hz.



**Bild 2.5:** Ableitung des Frequenzganges aus den Empfindlichkeitsbereichen der Mechanorezeptoren

Der erforderliche Frequenzgang taktiler Stimulatoren lässt sich durch genauere Betrachtung der Bereiche der Empfindlichkeitsschwellen der Mechanorezeptoren aus Tabelle 2.1 ermitteln. Diese sind in Bild 2.5 visualisiert. Die Minimalanforderungen an einen Stimulator sind erfüllt, wenn wenigstens eine geringe Anzahl der unterschiedlichen Rezeptortypen stimuliert wird. Dies ist erfüllt, wenn das Gesamtsystem aus Stimulator und Gewebe den in Kurve M

gezeigten Amplitudenverlauf aufweist. Die Rezeptortypen besitzen jeweils einen Frequenzbereich maximaler Empfindlichkeit sowie eine durchschnittliche Empfindlichkeitsschwelle. Bei dem gezeigten Verlauf, kann jedoch nicht sichergestellt werden, daß eine große Anzahl an SA-II und RA-II-Rezeptoren stimuliert werden. Für eine zuverlässige Stimulation einer ausreichenden Anzahl der jeweiligen Rezeptoren im Bereich ihrer maximalen Empfindlichkeit bietet sich ein Amplitudengang entsprechend Kurve D an. Ein idealer Stimulator sollte in der Lage sein, sämtliche Mechanorezeptoren zu stimulieren. Dies ist erfüllt, wenn der mit der Gewebeimpedanz belastete Stimulator den in Kurve I gezeigten Amplitudenverlauf aufweist. Dieser Verlauf besagt jedoch nur, daß mit hoher Wahrscheinlichkeit alle Rezeptoren gereizt werden, nicht aber, daß die maximale Reizamplitude der Rezeptoren erreicht ist.

Nach HUGONY werden im Frequenzbereich von 15-500 Hz Vibrationen mit einer Amplitude von mehr als 60-100  $\mu\text{m}$  als unangenehm empfunden (vergl. Bild 2.3). Daher wird vermutet, daß der Mensch die Tastkraft während des Ab tastens einer Oberfläche so variiert, daß die Schwingungsamplitude der Haut unterhalb der Lästigkeitsschwelle liegt. Somit wäre in diesem Frequenzbereich eine Stimulationsamplitude von nur 100  $\mu\text{m}$  erforderlich.

### **Stimulatordichte**

In [60] wird für ein taktiles Display ein Stimulatorabstand von 2 mm gefordert. Dies entspricht jedoch in etwa der Zweipunktschwelle an den Fingerspitzen bei statischer Anregung. Geschlossene Oberflächen sind daher mit einem taktilen Display dieser Stimulatordichte nur darstellbar, wenn diese unbewegt sind. Beim gleichzeitigen Ausfahren der Stimulatoren während der Simulation einer Erstberührung oder bei identischer Vibration aller Stifte werden jedoch auch die höher auflösenden RA-Rezeptoren stimuliert, wodurch die einzelnen Stimulatoren spürbar werden.

In [72] wird eine Aktordichte von  $1/\text{mm}^2$  gefordert, was im Bereich der Zweipunktschwelle bei dynamischer Anregung liegt. Damit sichergestellt ist, daß mehrere in Phase schwingende Stimulatoren als geschlossene Oberfläche wahrgenommen werden, sollte der Stimulatorabstand weniger als 1 mm betragen.

Auf Stimulationsfrequenzen oberhalb von 200 Hz sprechen nur noch die RA-II Rezeptoren an, welche aufgrund ihrer großen rezeptiven Felder ( $> 10 \text{ mm}^2$ ) keine hohe räumliche Auflösung besitzen. Vibrationen in diesem Frequenzbereich können daher ohne Verringerung der Wahrnehmungsqualität auch ganzflächig auf die Fingerkuppe übertragen werden.

### **Stimulatorkraft**

In [60] und [72] wird eine Stimulatorkraft von 1 N gefordert. Dies entspricht bei einer angenommenen Stimulatorfläche von  $1 \text{ mm}^2$  einem Druck von 1 MPa. Dieser Druck scheint im

Hinblick auf den für eine Hautdeformation von 3 mm errechneten Druck von 17,4 kPa ein sehr hoher Wert (vergl. Tabelle 2.4).

Da Aktorkraft und frequenzabhängige Gewebedeformation über die mechanische Impedanz von Gewebe und Komponenten zur Kraftübertragung miteinander verknüpft sind, ist die erforderliche Kraft ebenfalls eine Funktion der Frequenz. Zu ihrer Ermittlung müssen die Gewebeimpedanz, die Impedanz der mechanischen Übertragungsglieder des Stimulators sowie die Stimulationsfläche bekannt sein. Die Ermittlung der erforderlichen Kraft wird daher erst nach Auswahl des Antriebsprinzips und Bestimmung der Gewebeimpedanz durchgeführt.

### **Laterale Stimulation**

Während Abtastvorgängen wird aufgrund der Reibung zwischen Haut und Objektoberfläche eine Scherung der Haut bewirkt, welche durch die SA-II-Rezeptoren erkannt wird. [71] fordert daher drei Freiheitsgrade für alle Stimulatoren. Dies bedeutet für eine hochauflösende Aktormatrix einen hohen Aufwand bezüglich Konstruktion und Ansteuerung. Da jedoch während Abtastvorgängen die Scherung der Hautbereiche im Wesentlichen in einer Richtung erfolgt und zudem die SA-II-Rezeptoren große rezeptive Felder ( $> 10 \text{ mm}^2$ ) besitzen, ist eine ganzflächige Deformation in lateraler Richtung ausreichend. Dies wird in praktischen Realisierungen durch Verschieben des gesamten taktilen Displays parallel zur Hautoberfläche erreicht [16][127].



### 3 Konzepte und Realisierungen taktiler Displays

In der Literatur werden Realisierungen und Ansätze für taktile Displays mit unterschiedlichen Aktorprinzipien beschrieben. Es existieren Lösungen mit elektromagnetischen, elektrodynamischen, elektrothermischen, elektrostatischen, piezoelektrischen, pneumatischen und hydraulischen Aktoren. Ein weiterer Ansatz sind elektrokutane Displays zur direkten Stimulation der Sinnesrezeptoren mit elektrischen Strömen. Diese Systeme lassen sich unter dem Oberbegriff aktive taktile Displays zusammenfassen, da sie aktiv, d.h. auch ohne Relativbewegung zwischen Haut und Stimulatorfeld, Kräfte auf die Haut des Benutzers ausüben bzw. – wie im Falle des elektrokutanen Displays – taktile Reize erzeugen können.

Des Weiteren existieren passive taktile Displays, bei welchen zur Erzeugung eines taktilen Reizes eine Relativbewegung zwischen Haut und Display vorliegen muß. Hierzu zählen z.B. elektrorheologische [102][101][27] oder magnetorheologische [12] Fluide, welche zwischen nachgiebigen dünnen Kunststofffilmen gekapselt sind und im elektrischen- bzw. magnetischen Feld ihre Viskosität ändern. Durch matrixartige Anordnung der felderzeugenden Elemente kann ein taktiler Muster erzeugt werden, welches entsprechend der lokalen Feldstärke aus Fluidbereichen unterschiedlich hoher Viskosität besteht und so das Gewebe des darübergleitenden Fingers unterschiedlich stark deformiert wird. Mithilfe dieser Fluide ist es nicht möglich, aktive Aktoren zu realisieren [26]. In der vorliegenden Arbeit sollen jedoch nur aktive taktile Displays betrachtet werden, welche auch bei fehlender Relativbewegung eine taktile Stimulation bewirken können und sich so für die Verknüpfung mit kinästhetischer Rückmeldung eignen.

Die Mehrzahl der in den folgenden Abschnitten vorgestellten taktilen Displays wurde vorrangig zur Untersuchung und Charakterisierung der Sinneswahrnehmung entwickelt, nicht mit dem Ziel der Miniaturisierung. Die entwickelten Systeme lassen jedoch die Vor- und Nachteile der verschiedenen Aktorprinzipien im Hinblick auf die geforderten Stimulator-dichten, -hübe und -kräfte sowie die Stimulationsfrequenzen erkennen. Die technischen Daten der im Folgenden beschriebenen taktilen Stimulatoren werden am Ende dieses Kapitels in Tabelle 3.1 zusammengefaßt.

#### 3.1 Elektromagnetische Stimulatoren

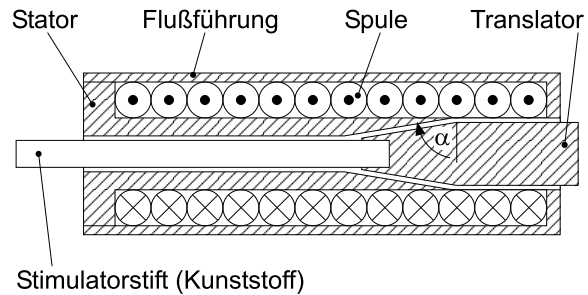
[65] beschreibt eine 4 x 5 Matrix aus elektromagnetischen Stimulatoren nach dem Reluktanzprinzip mit optimierter Flußführung (Bild 3.1). Die vom Strom  $I$  durchflossene Spule (Windungszahl  $n$ ) bewirkt einen magnetischen Fluß im Stator, welcher über die Flußführung zum Translator gelangt. Die sich am Luftspalt gegenüberliegenden Flächen  $A$  von Stator und Translator ziehen sich aufgrund ihrer unterschiedlichen potentiellen magnetischen

Energie mit der Kraft  $F$  an, wodurch der Luftspalt der Breite  $z$  geschlossen und der Stimulatorstift ausgefahren wird (Gl. (3.1)).

$$F = \frac{1}{2} \mu_0 A \frac{(nI)^2}{z^2} \quad (3.1)$$

Durch die konische Ausführung von Stator und Translator am Luftspalt wird eine Anpassung der Kraft-Weg-Kennlinie des Aktors an die Belastungskennlinie des Gewebes erreicht. Hierbei kann die Maximalkraft des Aktors bei geschlossenem Luftspalt durch einen Winkel von  $\alpha = 77^\circ$  zwischen Luftspalt und Kraftwirkungsrichtung um mehr als das Zehnfache gegenüber einem

Winkel von  $\alpha = 0^\circ$  erhöht werden. Die insgesamt abgegebene Energie ändert sich jedoch durch Variation der Ankergeometrie nicht. Die Aktoren besitzen einen Durchmesser von 2,7 mm bei einer Bauhöhe von 14,2 mm. Sie erzeugen bei geöffnetem Luftspalt eine maximale Kraft von 160 mN bei einem Stimulatorendurchmesser von 0,6 mm, was einem Druck von etwa 566 kPa entspricht. Kurz vor dem Schließen des Luftspaltes beträgt die Kraft 1,3 N was einem Stimulatorendruck von 4,6 MPa entspricht. Die Spule wird jedoch zur Erzielung dieser Kräfte wassergekühlt, da hohe Stromdichten erforderlich sind, welche ohne aktive Kühlung eine Zerstörung der Spulenwindungen bewirken. Die maximale Auslenkung beträgt 0,82 mm. Zum dynamischen Verhalten des beschriebenen Aktors werden keine Angaben gemacht. Der limitierende Faktor für die Bandbreite ist hier vermutlich im Wesentlichen die Masse des aus Eisen bestehenden Translators mit einem Volumen von etwa 8 mm<sup>3</sup>. Vorteilhaft an dieser Realisierung ist die mit zunehmendem Stimulatorhub ansteigende Aktorkraft, welches der Kraft-Weg-Charakteristik des Gewebes entspricht. Da die Kraftwirkung in Richtung des Gewebes erfolgt, welches als Rückstellfeder wirkt, benötigt der Stimulator keine zusätzlichen Federelemente.



**Bild 3.1:** Elektromagnetischer Stimulator mit optimierter Luftspaltgeometrie[65]

[29] und die Patentschrift [118] beschreiben eine Stimulatorematrix aus elektromagnetischen Aktoren mit bewegten Permanentmagneten in einer gewickelten Spule (Bild 3.2 a). In [29] wird auf flußführende Komponenten verzichtet, wodurch Bauraum eingespart werden kann. Die Kraft auf den Permanentmagneten berechnet sich nach Gl. (3.2)

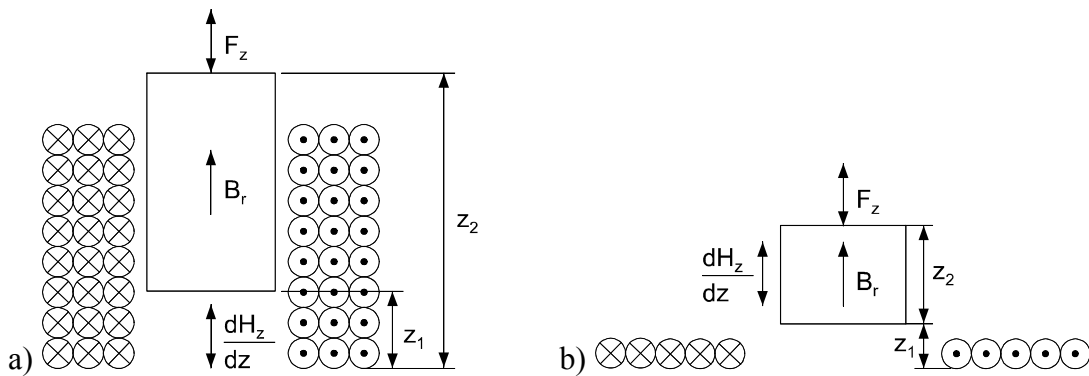
$$F_z = B_r \int \frac{d}{dz} H_z dV \quad (3.2)$$

mit der remanenten Magnetisierung  $B_r$  des Permanentmagneten, seinem Volumen  $V$  sowie der von der Spule erzeugten magnetischen Feldstärke  $H_z$ . Bei Annahme einer über den Magnetquerschnitt homogenen Feldstärke  $H_z$  vereinfacht sich Gl. (3.2) zu

$$F_z = B_r A [H_z(z_2) - H_z(z_1)] \quad (3.3)$$

Der Außendurchmesser des beschriebenen Stimulators beträgt 2 mm bei einer Spulenhöhe von 3 mm, einem Magnetdurchmesser von 1 mm und einer Magnethöhe von 2 mm. Die remanente Flußdichte des an einer Blattfeder befestigten Permanentmagneten beträgt 1,1 T.

Mit dem realisierten Stimulator konnte im statischen Betrieb eine maximale Auslenkung von 4 mm bei einer maximalen Kraft von 6 mN realisiert werden. Im dynamischen Betrieb wurden bereits bei einer Frequenz von 10 Hz nur noch Vibrationsamplituden von weniger als 0,3 mm erreicht. Der Stimulator wird daher im Resonanzbereich bei 110 Hz betrieben, oberhalb von 150 Hz sind keine Vibrationen mehr spürbar. Aufgrund der fehlenden Flußführung trat bei dem durch die Baugröße bestimmten Mindestabstand von 2 mm eine gegenseitige Beeinflussung zwischen benachbarten Permanentmagneten auf, weshalb die Stimulatoren in einem Abstand von 4,5 mm in einer 3 x 3 Matrix angeordnet wurden.



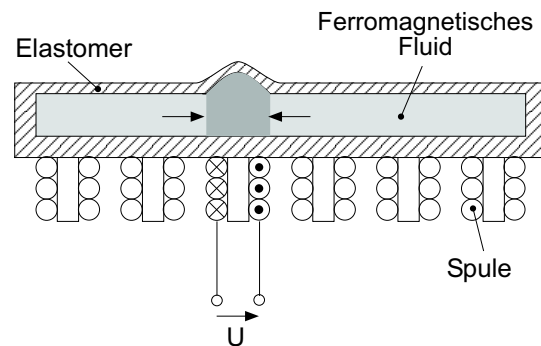
**Bild 3.2:** Funktionsprinzip von Aktoren mit beweglichen Magneten in einer Spule (a) bzw. über einer Flachspule (b), zur besseren Übersichtlichkeit wurden die Rückstellfedern nicht dargestellt

Da die zuvor beschriebene Realisierung über gewickelte Spulen verfügt, ist eine Parallelfertigung von Arrays mit mehreren hundert Aktoren ohne Montageschritte nicht möglich. Ein Lösungsansatz hierzu bietet [109], bei welchem sich ein NdFeB-Permanentmagnet mit einer remanenten Flußdichte von 1,1 T im Feld einer mikrotechnologisch gefertigten Flachspule bewegt (Bild 3.2 b). Die Abmessungen des Magneten betragen  $1,5 \times 1,5 \times 1 \text{ mm}^3$ . Aufgrund der Abnahme des von der Flachspule erzeugten Magnetfeldes in Bewegungsrichtung des

Permanentmagneten beträgt die maximale Aktorauslenkung nur 143  $\mu\text{m}$ . Bedingt durch die gegenüber der gewickelten Spule niedrigere Windungszahl und somit verringerte magnetische Feldstärke konnte hier nur eine Maximalkraft von 0,7 mN erzeugt werden. Die Resonanzfrequenz dieses Systems liegt bei 95 Hz. Bei einer ähnlichen Anordnung werden einzelne Magnete in einem Abstand von 2 mm auf die Haut aufgeklebt, welche durch eine über der Haut angebrachte Spulenmatrix in Bewegung versetzt werden [90].

[91] beschreibt ein Display zur Darstellung von taktilen Grafiken für Blinde, welches aus 64 x 64 taktilen Elementen besteht. Die Linearbewegung der Stimulatoren wird durch rotatorische Reluktanz-Schrittmotoren mit Spindeltrieb realisiert. Jeder Stimulator kann in 0,1 mm Schritten bis zu 10 mm angehoben werden. Die Aktoren sind in einem hexagonalen Raster in einem Abstand von 3 mm angeordnet. Der Aktordurchmesser beträgt 4,2 mm, die Aktoren werden daher in drei Ebenen übereinander angeordnet, was zu einer großen Bauhöhe führt, welche jedoch nicht quantifiziert wird. Die durchschnittlich benötigte Zeit zum Aufbau einer taktilen Grafik beträgt 15 s. Das realisierte System eignet sich somit nicht für die dynamische taktile Stimulation in Echtzeit, welche in Telemanipulations- oder VR-Systemen erforderlich ist.

Die Patentschrift [124] beschreibt eine ferrofluidische Stimulatormatrix. Ein ferromagnetisches Fluid, bestehend z.B. aus in Öl dispergierten ferromagnetischen Partikeln, ist gekapselt in einer Kammer, welche nach oben mit einer nachgiebigen Membrane verschlossen ist. Unterhalb der Kammer befindet sich eine Matrix aus Spulen, welche bei Bestromung ein magnetisches Feld erzeugen, wodurch sich die Partikeldichte oberhalb der Spule erhöht und die Membrane aufgewölbt wird. Aufgrund der Viskosität der Dispersion und der stattfindenden Strömungsvorgänge wird vermutlich nur eine niedrige Grenzfrequenz erreicht.



**Bild 3.3:** Ferrofluidische Stimulatoren [124]

### 3.2 Elektrodynamische Stimulatoren

Die Verwendung elektrodynamischer Stimulatoren für taktile Displays bietet Vorteile, da ein konstanter Kraftverlauf über den gesamten Aktorhub realisierbar ist und die Lorentzkraft  $F$  direkt proportional zum elektrischen Strom  $I$  ist. Mit der Leiterlänge  $l$  und der magnetischen Flußdichte  $B$  gilt:

$$\vec{F} = I \cdot \vec{l} \times \vec{B}. \quad (3.4)$$

In [1] wird ein elektrodynamischer Stimulator beschrieben (Bild 3.4), es werden jedoch keine Angaben über die Abmessungen und die Betriebsdaten gemacht. In [61] wird ein einzelner elektrodynamischer Stimulator mit einem maximalen Hub von 3 mm und einer Kraft von 0,25 N bei einer festen Frequenz von 250 Hz beschrieben. Mit der Literaturrecherche konnten keine Realisierungen elektrodynamischer Stimulatorarrays ermittelt werden.

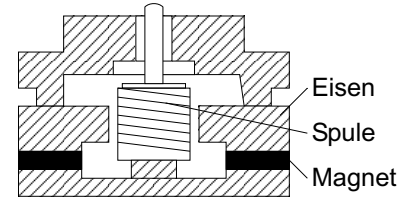


Bild 3.4: Elektrodynamischer Stimulator [1]

### 3.3 Memory-Metall-Stimulatoren

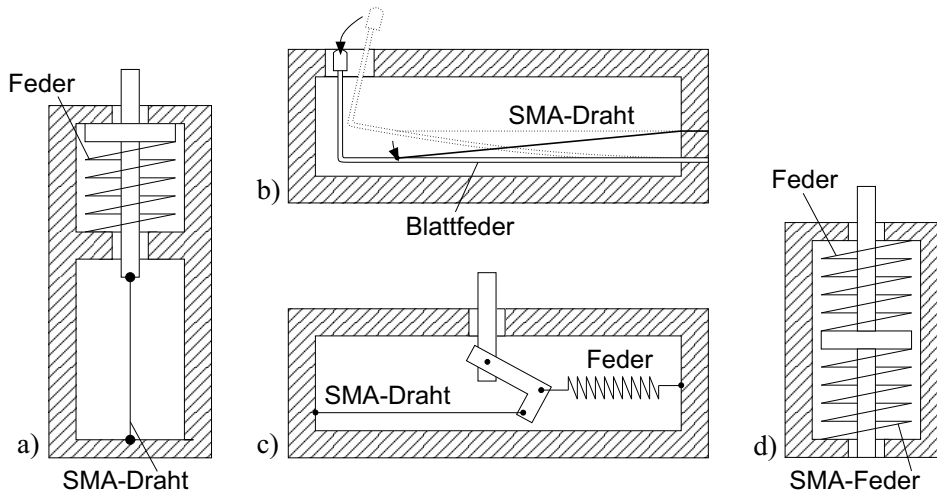
Antriebs Elemente aus Formgedächtnislegierungen (Shape-Memory-Alloys, SMA) ändern bei Erwärmung z.B. mittels eines elektrischen Stromes ihre Gestalt. Diese Gestaltänderung beruht auf einer Gefügeumwandlung im Metall, bei welcher Dehnungen von etwa 4-5 % erreicht werden. Aufgrund einer hohen Energiedichte von mehr als 100 J/cm<sup>3</sup> können mit Memory-Metall-Aktoren große Antriebskräfte erreicht werden [3]. Nachteilig sind ein geringer Wirkungsgrad sowie ein langsames Ansprechverhalten aufgrund der notwendigen Aufheiz- und Abkühlzeiten.

Bei der konstruktiven Realisierung von SMA-Stimulatoren für den Einsatz in Körpernähe muß ihre an die Umgebung in Form von Wärmeleitung und -strahlung abgegebene thermische Energie beachtet werden. Nach einer dreiminütigen Exposition der Haut bei 47 °C stellt sich ein Schmerzempfinden ein, bei 49 °C treten bereits leichte Verbrennungen auf. In Strahlungsleistung ausgedrückt ergeben sich die Schwellwerte für Schmerzempfinden und Verbrennung zu 0,92 W/cm<sup>2</sup> bzw. 2 W/cm<sup>2</sup> bei einer Expositionsdauer von 3 s [30]. Als Aktorbasismaterial werden zumeist Legierungen aus Nickel und Titan eingesetzt.

[103] beschreibt eine Stimulatorematrix in hexagonaler Anordnung von 4500 Elementen. Der Stimulatorabstand beträgt 2 mm. Die Aktorelemente bestehen hier aus Drähten einer Formgedächtnislegierung mit einer Länge von jeweils 150 mm und einem Durchmesser von 0,1 mm (Bild 3.5 a). Bei Erwärmung erfährt der mit einer Feder unter Spannung gehaltene Draht eine Längenänderung, wodurch sich die Position des Stimulatorstiftes ändert. Die Positionsregelung erfolgt über einen pulswidenmodulierten Steuerstrom, wobei die aktuelle Länge des SMA-Drahtes mittels einer Leitfähigkeitsmessung ermittelt wird. Die Aktoren erreichen einen Hub von 6 mm bei einer Wegauflösung von 0,5 mm und einer maximalen Kraft von 1,32 N. Die Frequenzbandbreite beträgt bei aktiver Kühlung mit einem Lüfter zur

Beschleunigung der Abkühldauer lediglich 1 Hz. Ein sehr ähnliches Antriebsprinzip wird in der Patentschrift [117] beschrieben.

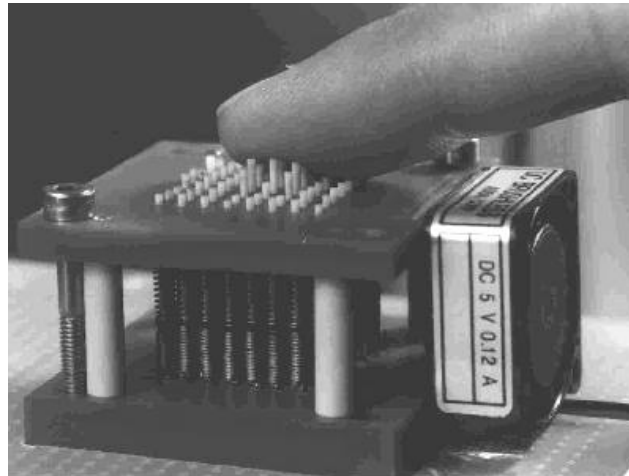
Die Patentschrift [120] beschreibt eine als Stimulator wirkende Blattfeder, welche durch einen an ihr befestigten SMA-Draht betätigt wird (Bild 3.5 b). Nähere Angaben zu den Betriebskennwerten werden hier nicht gemacht.



**Bild 3.5:** Funktionsprinzipien von taktilen Stimulatoren mit Formgedächtnislegierungen

Das in [60] beschriebene taktile Display besteht aus 6 x 4 Elementen mit einem Abstand von jeweils 2,1 mm. Der für die Stimulatoren verwendete Memorymetalldraht besitzt hier lediglich eine Länge von 30 mm bei einem Durchmesser von 0,075 mm. Zur Erreichung einer Stimulorauslenkung von 3 mm werden jedoch über einen Hebel mit einer Übersetzung von 3:1 die Stellwege der Aktorseite verstärkt und die Kräfte reduziert (Bild 3.5 c). Aufgrund des Raumbedarfs der Mechanik werden die Antriebselemente zur Realisierung eines Stimulatorabstandes von 2,1 mm in 4 Lagen mit jeweils 6 Antrieben übereinander angeordnet. Die Bandbreite der Stimulatoren beträgt 10 Hz bei aktiver Luftkühlung.

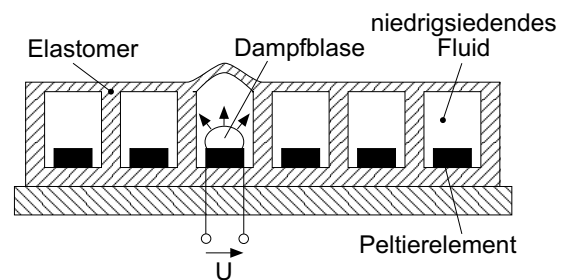
Ein am Forschungszentrum Karlsruhe entwickeltes taktiler Display mit 8 x 8 Elementen dient zur Projektion taktiler Muster, welche von einer an einem lapraskopischen Greifer applizierten Drucksensormatrix gemessen werden [24]. Jeder Stimulatorstift wird durch eine SMA-Feder angetrieben, welche gegen eine Rückstellfeder arbeitet (Bild 3.5 d). Zur schnelleren Abkühlung werden die Federn mit einem Lüfter gekühlt (Bild 3.6). Der Außendurchmesser der SMA-Federn beträgt 1,6 mm, die Stimulatorstifte besitzen einen Durchmesser von 0,8 mm. Der Stimulator erreicht eine Maximalkraft von  $> 5$  N sowie einen Hub von 3,5 mm. Bei voll ausgefahrenem Stift beträgt die Kraft noch  $> 2,5$  N, hierbei nimmt die SMA-Feder eine Leistung von 0,3 W auf. Sind sämtliche Stifte voll ausgefahren, entspricht dies einer Leistungsaufnahme von 17,2 W. Die zur vollständigen Rückstellung der gekühlten Federn über den gesamten Stellweg benötigte Zeit beträgt 3 s.



**Bild 3.6:** Realisierung eines taktilen Displays mit Antriebsfedern aus Formgedächtnislegierungen [24]

### 3.4 Thermopneumatische Stimulatoren

In der Patentschrift [125] werden flüssigkeitsgefüllte Elastomerkammern zur Realisierung der Stimulatoren beschrieben. Das niedrigsiedende Fluid verdampft bei Erhitzung durch ein in jeder Kammer eingebettetes Peltierelement, wodurch sich aufgrund des Dampfdruckes die Membrane auf der Oberseite der Kammer aufwölbt. Da Peltierelemente bei Umpolung auch als Kühlaggregat arbeiten, ist im Gegensatz zu SMA-Aktoren keine zusätzliche Kühlvorrichtung zum Erhöhen der Aktorgrenzfrequenz erforderlich. Die Phasenübergangstemperatur des Fluides muß so gewählt werden, daß dieses bei der Körpertemperatur um  $37^{\circ}\text{C}$  noch flüssig ist und bereits unterhalb der Schmerzschwelle von  $47^{\circ}\text{C}$  [30] verdampft.



**Bild 3.7:** Thermopneumatischer Stimulator

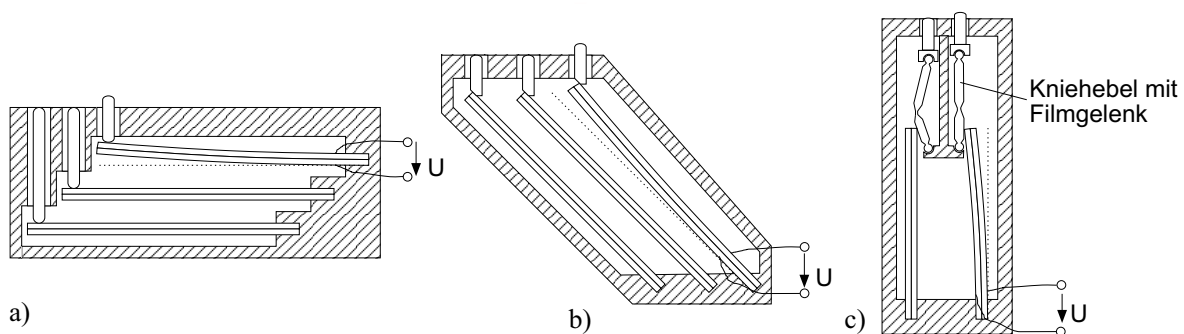
In [108] ist ebenfalls eine Realisierung eines thermopneumatischen Displays beschrieben. Hier ist Aceton mit einem Siedepunkt von  $56,2^{\circ}\text{C}$  in einer zylindrischen Kavität aus Kupfer gekapselt, welche nach oben durch eine Membrane aus Latex verschlossen ist. Das Aceton wird mittels einer unterhalb der Kavität angebrachten Diode bzw. einem Widerstand erhitzt. Es wird eine Membranauslenkung von  $0,7\text{ mm}$  erreicht bei einer maximalen Kraft von  $10\text{ mN}$ , was auf die Membranfläche bezogen einem Druck von etwa  $18\text{ kPa}$  entspricht. Die Stimulatoren werden nicht aktiv gekühlt. Die Anstiegs- bzw. Abfallzeit beträgt  $4\text{ s}$  bzw.  $15\text{ s}$ , so daß eine dynamische Anregung der Haut nicht möglich ist.

### 3.5 Piezoelektrische Stimulatoren

Mit piezoelektrischen Aktoren lassen sich mit derzeit verfügbaren piezoelektrischen Keramiken (z.B. PZT) bzw. Polymeren (z.B. PVDF) geringe maximale Dehnungen von etwa 0,2 % bzw. 0,1 % erreichen [3]. Eine Realisierung eines taktilen Stimulators geringer Bauhöhe mit Hübchen im Bereich  $> 1$  mm ist daher mit piezoelektrischen Stapelaktoren ohne mechanische Übersetzung nicht realisierbar. Für größere Auslenkungen werden daher Biege-wandler in Uni- oder Bimorphausführung verwendet. Die piezoelektrische Kraft, welche die Deformation des Piezoaktors mit der Elektrodenfläche  $A$ , dem Elektrodenabstand  $z$  und der piezoelektrischen Kraftkonstante  $e$  bewirkt, kann nach Gl. (3.5) berechnet werden.

$$F = -e \cdot \frac{A}{z} \cdot U \quad (3.5)$$

In heutigen Brailleschrift-Displays kommen vorwiegend piezoelektrische Biege-wandler zum Einsatz, welche in Patentschrift [123] beschrieben werden. Diese werden zur Erreichung der geforderten Stimulordichte in mehreren Ebenen übereinander angeordnet (Bild 3.8 a). Diese Anordnung eignet sich zum Aufbau von Blindenschriftzeilen, bei welchen eine hohe Stimulatoranzahl nur in einer Dimension gefordert ist. Aufgrund des hohen Flächenbedarfs der horizontal angeordneten Wandler ist jedoch der Aufbau einer großflächigen taktilen Grafikanzeige mit horizontal angeordneten Wandlern nicht möglich. In der Patentschrift [119] wird dieser Nachteil durch nahezu vertikale Anordnung der Wandler beseitigt, wobei benachbarte Wandler nicht mehr in mehreren Ebenen angeordnet werden müssen (Bild 3.8 b). In [14] wird eine Kniehebelanordnung verwendet, wodurch eine vertikale Anordnung der Biege-wandler ermöglicht wird (Bild 3.8 c).



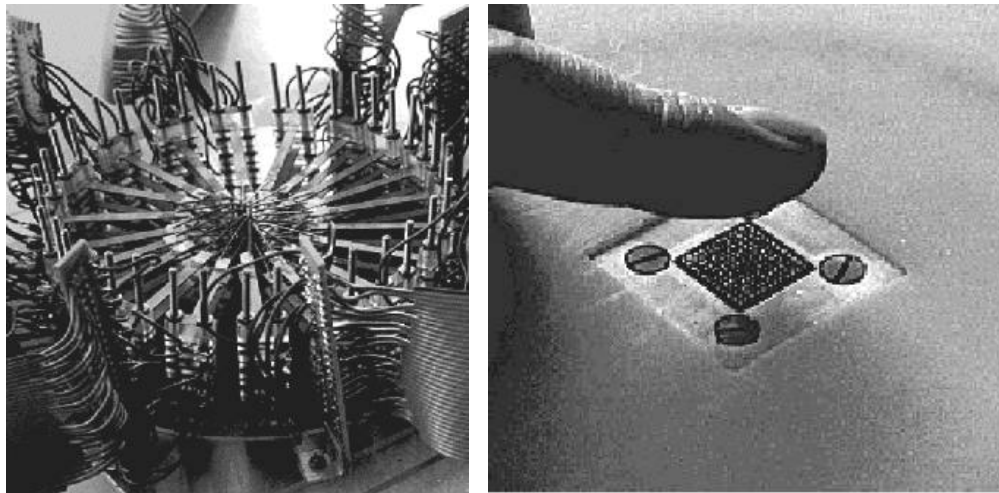
**Bild 3.8:** Mögliche Anordnungen von Piezobiegeaktoren in taktilen Displays

In [19] wird ein taktiler Display mit  $10 \times 10$  Stimulatoren in einem Abstand von 1 mm vorgestellt, welches von piezoelektrischen Biegewandlern angetrieben wird. Die Wandler sind auf der Unterseite des Stimulatorfeldes kreisförmig in 5 Lagen zu jeweils 20 Aktoren angeordnet (Bild 3.9). Es ergibt sich ein sehr komplexer Aufbau mit hohem Raumbedarf. Die



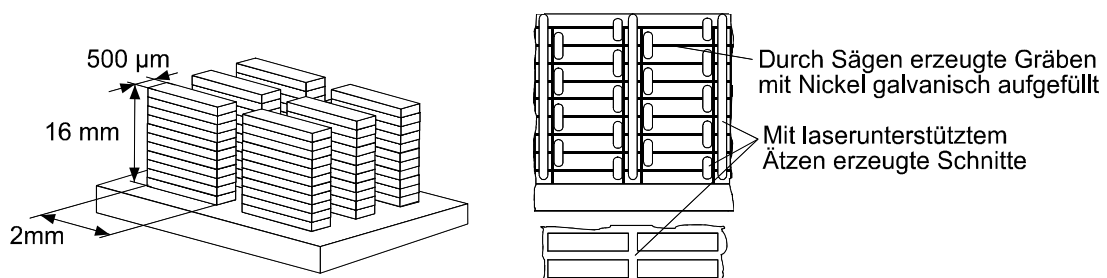
Stimulatoren erreichen eine maximale Auslenkung von  $50\text{ }\mu\text{m}$  bei einer Maximalkraft von  $5\text{ mN}$ . Die Bandbreite beträgt  $400\text{ Hz}$ .

Eine ähnliche Realisierung mit  $5 \times 10$  Stimulatoren im Abstand von  $2\text{ mm}$  beschreibt [44]. Die Biege wandler sind hier in 5 Ebenen zu jeweils 10 Aktoren angeordnet. Die Auslenkung beträgt maximal  $57\text{ }\mu\text{m}$  bei einer Bandbreite von  $250\text{ Hz}$ . Über die Kräfte werden keine Angaben gemacht.



**Bild 3.9:** Realisierung eines taktilen Displays mit in mehreren Ebenen angeordneten Piezobiegeaktoren [19]

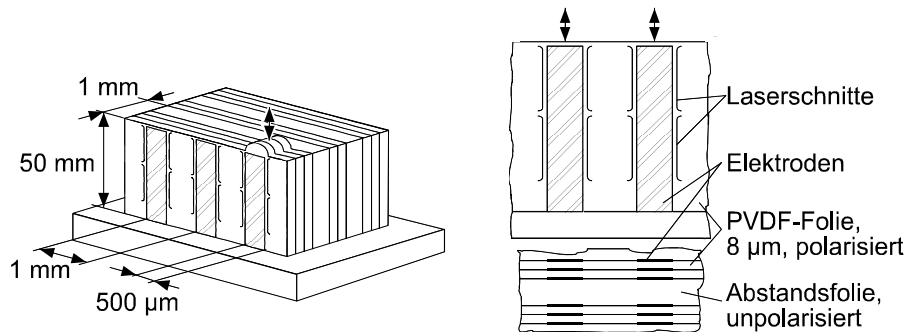
[95] beschreibt eine Realisierung einer mit planaren Prozessen gefertigten Matrix aus Piezostapelaktoren. Die Matrix- sowie die Stapelstruktur wird aus einem Quader aus Piezokeramik mit Hilfe einer Wafer-Säge sowie durch galvanische Nickelabscheidung und einem laserunterstützten Ätzprozeß hergestellt (Bild 3.10). Die Dicke der Piezoschichten beträgt jeweils  $100\text{ }\mu\text{m}$  bei einer Nickelschichtdicke von  $30\text{ }\mu\text{m}$ . An einem Stapelaktor mit 100 Schichten und einer Höhe von  $16\text{ mm}$  konnte eine Auslenkung von  $7,3\text{ }\mu\text{m}$  bei einer Betriebsspannung von  $100\text{ V}$  gemessen werden. Dies entspricht bezogen auf die Aktorge-samthöhe einer Dehnung von  $< 0,05\text{ }\%$ .



**Bild 3.10:** Mit planaren Prozessen gefertigte Matrix aus PZT-Stapelaktoren

In der Patentschrift [122] sind die Stimulatoren einer taktilen Matrix (Abstand je  $1\text{ mm}$ ) aus Stapeln von piezoelektrischen PVDF-Polymerfolien aufgebaut. Die  $8\text{ }\mu\text{m}$  dicken Polymer-

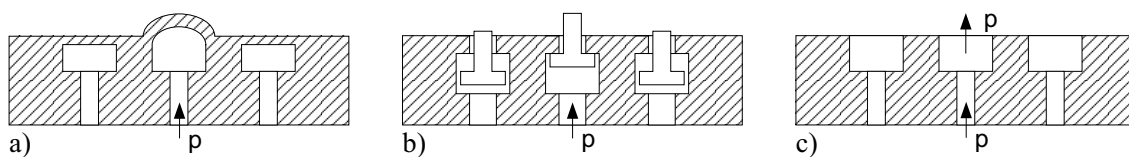
schichten sind hier jedoch nicht senkrecht, sondern parallel zur Stimulationsrichtung angeordnet (Bild 3.11). Die Folien werden mit strukturierten Elektroden beschichtet und zur Ver-  
einzelung mit einem Schnittmuster versehen. Bei Anlegen einer Spannung von 100 V an die Elektroden dehnen sich die in Stimulationsrichtung polarisierten Folien. Über die Dehnungs-  
amplituden werden keine Angaben gemacht. Bei der angegebenen Stimulatorhöhe von 5 cm dürfte die erreichbare Amplitude bei einer Annahme einer maximalen Dehnung von 0,1 % der PVDF-Folien bei 50  $\mu\text{m}$  liegen.



**Bild 3.11:** Taktile Stimulatoren mit gestapelten piezoelektrischen PVDF-Folien

### 3.6 Pneumatische Stimulatoren

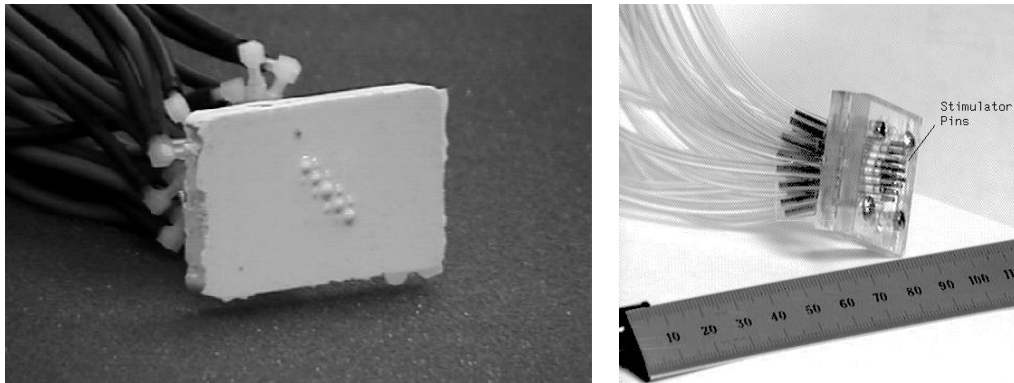
Mit pneumatischen Aktoren können sehr dünne und leichte Stimulatorfelder realisiert werden, da die druckerzeugenden Komponenten sowie die notwendigen Ventile zur Druckauf-  
schaltung in räumlicher Entfernung zu den Stimulatoren angeordnet werden können. Mit entsprechenden Mikrostrukturierungsverfahren, wie z.B. dem Mikroabformverfahren können  
sehr hohe Stimulatordichten erzeugt werden.



**Bild 3.12:** Funktionsprinzipien pneumatischer Stimulatoren

In [72] wird ein pneumatisches taktiler Display bestehend aus einer Silikonmatte mit 5 x 5 eingebetteten Luftkammern beschrieben. Die einzelnen Kammern werden über entsprechen-  
de Kanäle mit einem Überdruck beaufschlagt, wodurch sich die Silikonmembran an der Oberseite der jeweiligen Luftkammer aufwölbt (Bild 3.12 a, Bild 3.13 links). Die Kammern  
besitzen einen Durchmesser von 1 mm und sind in einem Abstand von 2,5 mm angeordnet. Zur Be- und Entlüftung der Kammern werden 3-Wege-Hubmagnetventile eingesetzt. Die  
Einstellung des Kammerdruckes erfolgt über eine Pulsweitenmodulation der Steuersignale der Ventile. Der maximale Kammerdruck ohne Zerstörung der Kammern beträgt 4 bar, wo-

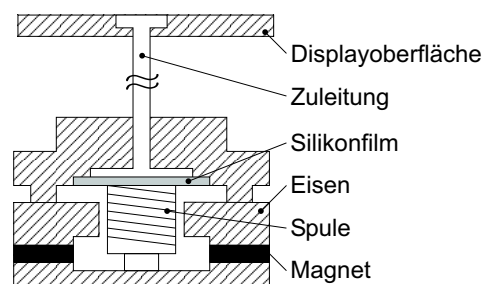
bei sich die Membrane bei unbelastetem Aktor um 0,7 mm aufwölbt. Die Bauhöhe des Prototypen beträgt 30 mm. Hier besteht jedoch Miniaturisierungspotential durch Optimierung der Druckluftzuführung. Der Prototyp dieses Displays bestand zunächst aus 25 pneumatisch angetriebenen Stiften mit einem Betriebsdruck von 5 bar, 0,3 N je Pin bei einer Grenzfrequenz von 8 Hz (Bild 3.13 rechts).



**Bild 3.13:** Pneumatische Stimulatoren: Lufttaschen, links und Stimulatorstifte, rechts [72]

[16] beschreibt eine Stimulatrix mit 4 x 4 pneumatisch angetriebenen Kolben, mit einem Abstand von 1,75 mm (Bild 3.12 b). Der maximale Hub der Stimulatoren beträgt 5 mm bei einer maximalen Kraft von 3 N bei einem Versorgungsdruck von 6 bar. Zur Regelung des Stimulordruckes verfügt jeder Pneumatikzylinder über einen Drucksensor. Die Bandbreite der einzelnen Stimulatoren beträgt 11 Hz, zur Erzeugung höherfrequenter Vibrationen kann jedoch der Versorgungsdruck mit einer Frequenz von maximal 300 Hz moduliert werden. Dies wirkt sich auf alle in Betrieb befindlichen Stimulatoren aus, was jedoch aufgrund der großen rezeptiven Felder der in diesem Frequenzbereich empfindlichen Pacini-Körperchen nicht nachteilig ist. Das beschriebene Display verfügt zusätzlich über an den vier Seitenflächen angebrachte Elastomerkammern, welche ebenfalls mit Druckluft betrieben werden und so eine Verschiebung des Displays parallel zur Hautoberfläche ermöglichen. Dies läßt die tangentielle Stimulation der Haut des Benutzers zu, wie sie z.B. bei Abtastvorgängen entsteht.

In [1] wird ein taktiler Stimulator beschrieben, bei welchem ein Luftstrahl direkt auf die Haut des Benutzers wirkt (Bild 3.12 c). Ein elektrodynamischer Schwinger erzeugt über eine Zuleitung einen Wechsedruck in einer Kammer mit einem Durchmesser von 2 mm, welche nach oben durch die Haut des Benutzers verschlossen wird (Bild 3.14). Es wird eine maximale Druck-



**Bild 3.14:** Pneumatischer Stimulator mit direkter Kraftwirkung und elektrodynamischem Aktor

amplitude von 2,8 kPa bei 100 Hz erreicht, welche bei 1000 Hz auf 0,28 kPa absinkt. Es wurde eine Anordnung mit drei Kammern im Abstand von 2,5 mm realisiert. Über die Aktorabmessungen werden keine Angaben gemacht.

Das zuletzt beschriebene Prinzip besitzt den Vorteil, daß durch die direkte Kraftwirkung des Wirkmediums Luft auf die Haut die Energie nicht durch Reibung oder elastische Deformation sonstiger Komponenten verringert wird. Zur Erzeugung des Wechseldruckes sind keine sonstigen Druckquellen, wie Druckspeicher oder Kompressoren notwendig. Eine taktile Stimulation kann allerdings nur dann erfolgen, wenn die auf dem Stimulator aufliegende Haut die Druckkammer zuverlässig abdichtet. Da eine vollständige Abdichtung mit dieser Anordnung nicht zu realisieren ist, können statische Drücke nicht über eine längere Zeitdauer aufrechterhalten werden.

### 3.7 Elektrokutane Stimulatoren

Bei mechanischer Reizung der taktilen Sinneszellen erzeugen diese elektrische Impulse, welche über Nervenbahnen zum zentralen Nervensystem weitergeleitet werden. Hierbei finden elektrochemische Prozesse statt, bei welchen ein elektrisches Potential zwischen Innen- und Außenwand der Nervenzellmembranen entsteht. Eine taktile Sinneswahrnehmung läßt sich daher auch durch direkte Stimulation der Nervenzellen mit externen Potentialquellen erreichen. Hierbei kommen sehr einfach aufgebaute Stimulatoren in Form von Elektrodenfeldern zum Einsatz, welche sehr dünn und strukturell flexibel ausgeführt werden können sowie eine sehr hohe Stimulatordichte ermöglichen [100]. Problematisch ist die *selektive* Reizung der unterschiedlichen taktilen Rezeptortypen, denn erst hierdurch kann eine realistische Wahrnehmung eines simulierten Handhabungsvorganges erzeugt werden. Bei einem unkoordinierten Stromfluß durch die Haut werden dagegen alle Rezeptoren gleichermaßen stimuliert.

In [56] wird zur selektiven Reizung die unterschiedliche Lage der Rezeptoren in verschiedenen Hauttiefen ausgenutzt (vergl. Abschn. 2.2). Bei entsprechender Ansteuerung der Elektroden wird eine tiefenabhängige Stromdichte erreicht, welche eine Funktion der Elektrodengeometrie ist. Dabei werden die Elektroden der Stimulatorematrix so angesteuert, daß sich eine konzentrische Potentialverteilung ergibt.

Die durch Elektrostimulation ausgelöste taktile Empfindung ist abhängig von der elektrischen Spannung, dem Strom, der Wellenform, Elektrodengröße, -material und -geometrie, der Kontaktkraft, dem Hautbereich und der Hautdicke sowie der Hautfeuchtigkeit [54]. Der Hautwiderstand kann sich unter dem Einfluß einer elektrischen Spannung plötzlich stark verringern, wodurch der Strom sprunghaft ansteigt und eine Schmerzempfindung auslöst. Bisher gezeigte elektrotaktile Displays verursachen häufig eine Hautirritation nach einigen

Stunden der Benutzung, was zu einer verringerten Akzeptanz beim Benutzer führt. Aufgrund der vielen Einflußparameter sind aufwendige Studien zur Parameterabhängigkeit der erzielten Tastempfindung erforderlich.

### 3.8 Elektrostatische Stimulatoren

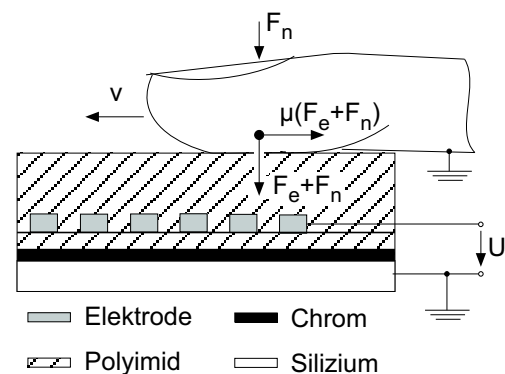
#### 3.8.1 Elektrostatische Stimulatoren mit unmittelbarer Kraftwirkung

[99] beschreibt ein taktiler Display, bei welchem ein elektrostatisches Feld zwischen einer Elektrode und der leitfähigen Haut des Benutzers ausgebildet wird. Es besteht aus einer Elektrodenmatrix mit 7 x 7 Elementen, welche mit 8 µm dickem Polyimid beschichtet ist (Bild 3.15). Bei unterschiedlichem elektrischem Potential zwischen der Elektrode mit der Fläche A und dem auf der Polyimidschicht der Dicke z aufliegenden Finger wirkt eine elektrostatische Kraft  $F_e$  auf die Haut des Fingers. Da sich Haut und Elektrode hierbei anziehen, wird die auf der Polyimidschicht aufliegende Haut nicht deformiert. Eine taktile Empfindung kann erst entstehen, wenn der Finger über die isolierten Elektroden bewegt wird. Aufgrund der durch die elektrostatischen Kraft

$$F_e = \frac{1}{2} \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A \cdot U^2}{z^2} \quad (3.6)$$

erhöhten Reibung zwischen Haut und Polyimidschicht im Bereich der Elektroden wirken Scherkräfte  $\mu(F_e + F_n)$  auf die Haut, welche eine taktile Wahrnehmung erzeugen. Die lokale Erhöhung dieser Scherkräfte ist nur spürbar, wenn die Anpreßkraft  $F_n$  des Fingers während des Abtastens gering ist. Zur Steigerung des taktilen Reizes wird eine Wechselspannung U verwendet. Aufgrund der hierdurch entstehenden Vibrationen werden zusätzliche Rezeptoren stimuliert. Da mit Spannungen von bis zu 500 V gearbeitet wird, befindet sich zur Erhöhung der Sicherheit eine durch eine weitere 4 µm dicke Polyimidschicht getrennte Chromschicht unterhalb der Elektroden. Durch diese Anordnung soll erreicht werden, daß ein eventueller elektrischer Durchschlag des Polyimides mit größerer Wahrscheinlichkeit durch die dünnere Schicht zwischen Elektrode und Chromschicht erfolgt.

Das realisierte Display zeigt eine starke Anfälligkeit gegenüber Hautschweiß auf der Oberfläche der Polyimidschicht, da sich dann das elektrostatische Feld zwischen dem leitfähigen Flüssigkeitsfilm und den Elektroden ausbildet und keine elektrostatischen Kräfte mehr auf die Haut



**Bild 3.15:** Taktile Stimulation durch unmittelbare elektrostatische Kraftwirkung (nach [99][6])

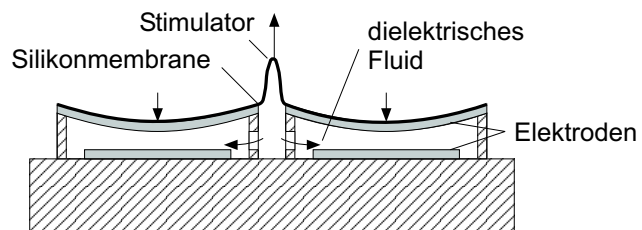
wirken. Des Weiteren wird durch die Flüssigkeit die zur Erzeugung von Scherkräften notwendige Reibung zwischen Haut und Polyimid stark verringert.

Das vorgestellte Prinzip stellt aufgrund des hohen Miniaturisierungspotentials sowie des sehr einfachen Aufbaus einen interessanten Ansatz zur Realisierung eines kostengünstigen taktilen Displays mit einer hohen Anzahl an Stimulatoren mit hoher Stimulatordichte dar. Da jedoch zur taktilen Reizung eine Relativbewegung zwischen Display und Haut erforderlich ist, ist dieses Prinzip in die Kategorie passive taktile Displays einzugliedern. Es eignet sich daher nicht für den Einbau in einen Handschuh mit taktiler Rückmeldung, kann jedoch zur Anzeige von Blindenschriftzeichen oder taktilen Grafiken eingesetzt werden, sofern das Hautschweißproblem gelöst wird.

### 3.8.2 Elektrostatische Stimulatoren mit mittelbarer Kraftwirkung

[94] beschreibt einen mit Oberflächenmikrotechnologien herstellbaren Stimulator mit elektrostatisch-hydraulischer Wandlung. Die Ober- und Unterseite einer mit einem dielektrischen Fluid gefüllten Kammer ist mit Elektroden versehen, wobei die obere Elektrode aufgrund ihrer geringen Dicke als biegsame Membrane wirkt. Bei Anlegen einer elektrischen Spannung deformiert sich die Membranelektrode, wodurch dielektrisches Fluid in die Stimulatorkammer gedrückt wird, welche an der Oberseite mit einer Silikonmembrane verschlossen ist. Diese wölbt sich unter der Druckerhöhung auf.

Aufgrund der gegenüber Luft erhöhten Durchschlagfestigkeit des Fluides sowie seiner höheren Permittivität lassen sich größere elektrostatische Kräfte als im Luftspaltaktor erreichen. Wird ein Verhältnis von effektiver Elektrodenfläche zu Stimulatorfläche von  $> 1$  gewählt, so wird die Auslenkung des Stimulators



**Bild 3.16:** Mikrotechnisch gefertigter elektrohydraulischer Stimulator (nach [94])

verstärkt, die Stimulatorkraft bleibt jedoch aufgrund des bei Elektrodenvergrößerung unveränderten elektrostatischen Druckes konstant. Die Anordnung erlaubt eine sehr flache Bauweise, allerdings ist bei der geforderten Aktordichte kein großes Flächenverhältnis zwischen Elektrode und Stimulator wählbar, was nur kleine Stellwege des Stimulators erlaubt. Bei dem beschriebenen Stimulator handelt es sich um ein noch nicht realisiertes Konzept, weshalb keine Angaben über Stellwege und Drücke gemacht werden.

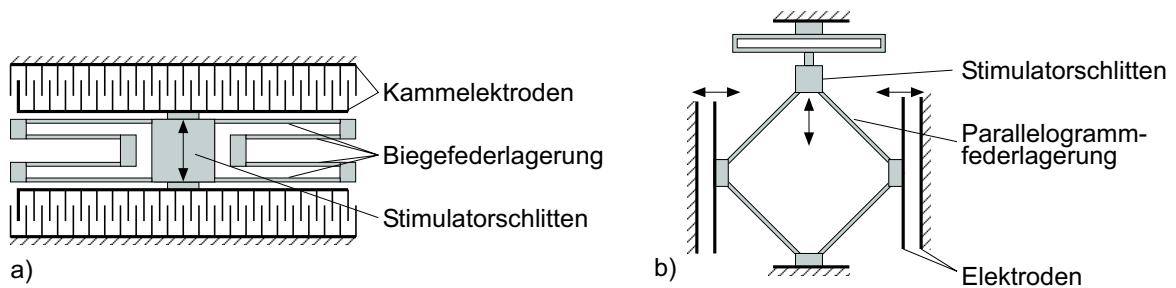
[31] beschreibt zwei elektrostatisch wirkende Mikroaktoren für tangentielle Reizung der Sinneszellen (Bild 3.17). Bei der ersten Realisierung kommen Kammelektroden als Antriebs-

elemente zum Einsatz. Der Stimulatorschlitten ( $1 \times 1 \text{ mm}^2$ ) ist durch gefaltete Biegefeder-elemente gelagert. Die auf die Biegefeder wirkenden Kräfte berechnen sich zu

$$F_e = \frac{1}{2} \epsilon_0 \epsilon_r \frac{hU^2}{z} n \quad (3.7)$$

mit der Kammhöhe  $h$ , dem Fingerabstand  $z$  und der Anzahl  $n$  der Elektrodenzwischenräume.

Beim zweiten Prinzip werden Parallelelektroden eingesetzt (Gl. (3.6)). Der Stimulatorschlitten ist hier mittels einer Parallelogrammfeder gelagert. Die Aktoren sind ausgelegt für eine Aktorkraft von 1 mN bei 100 V Betriebsspannung. Die maximale Auslenkung beträgt  $200 \text{ }\mu\text{m}$  für den Aktor mit Kammelektroden und  $60 \text{ }\mu\text{m}$  beim Aktor mit Parallelelektroden. Die Strukturhöhe beträgt jeweils  $300 \text{ }\mu\text{m}$ .



**Bild 3.17:** Prinzipien elektrostatischer Stimulatoren mit tangentialer Reizung [31]

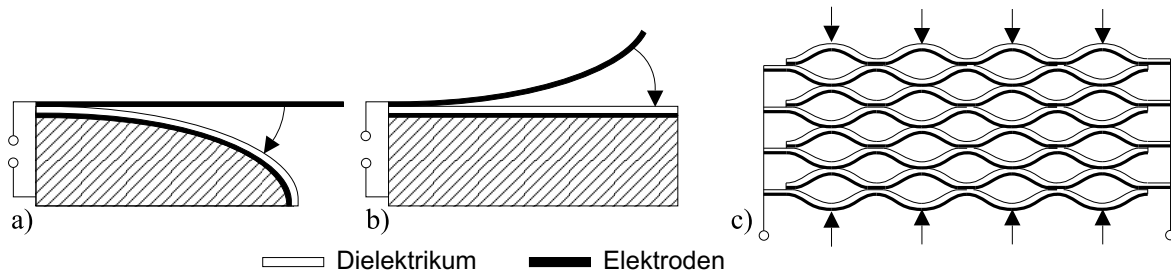
### 3.8.3 Sonstige denkbare elektrostatische Stimulatoren

Aufgrund der Proportionalität  $F \sim A/z^2$  sind für hohe elektrostatische Kräfte  $F$  bei begrenzter Elektrodenfläche  $A$  sehr geringe Elektrodenabstände  $z_0$  im Bereich weniger  $\mu\text{m}$  zu wählen. Die maximal mögliche Auslenkung von elektrostatischen Aktoren mit Parallelelektroden beträgt  $\Delta z_{\text{max}} = z_0$ . Bei elektrostatischen Aktoren mit wegproportionaler Rückstellkraft (z.B. Biegefederanordnungen) kommt es jedoch beim Betrieb mit einer Konstantspannungsquelle zu einer Limitierung der maximalen Auslenkung aufgrund des sogenannten Pull-In-Effektes. Die bei konstanter Spannung quadratisch mit der Abnahme von  $z$  ansteigende elektrostatische Feldkraft, wird bei Unterschreiten eines Elektrodenabstandes von  $z = z_0/3$  betragsmäßig größer als die mit kleiner werdendem Elektrodenabstand  $z$  linear ansteigende Rückstellkraft [79]. Dies führt zum sofortigen Schließen des Luftspaltes.

Zur Erhöhung des Stellweges können sogenannte Wanderkeilantriebe eingesetzt werden [84]. Aufgrund des gekrümmten Verlaufs einer oder beider Elektroden entsteht ein keilförmiger Verlauf des Luftspaltes, an dessen engster Stelle eine hohe Feldkraft zum Abrollen der Elektroden aufeinander führen (Bild 3.18 a) [38], Bild 3.18 b) [36][66][115]). Eine weitere

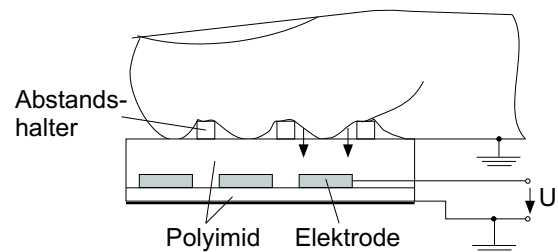


Erhöhung der Auslenkung sowie eine Erhöhung der Kraft kann durch Kaskadierung dieser Antriebe erreicht werden (Bild 3.18 c) [114][11]).



**Bild 3.18:** Prinzipien elektrostatischer Antriebe mit gesteigerter Auslenkung durch Wanderkeilanordnung

Durch Modifikation der in Abschnitt 3.8.1 beschriebenen Anordnung kann eine taktiler Stimulation auch ohne Relativbewegung zwischen Display und Haut realisiert werden. Die Anordnung aus Bild 3.15 wird hierzu durch Abstandshalter erweitert, welche auf der Oberseite der Polyimidschicht über den Elektrodenzwischenräumen aufgebracht sind [134]. Hierdurch wird ein Abstand einiger Hautbereiche zur Displayoberfläche realisiert (Bild 3.19). Im Idealfall bildet sich eine Keilform des Zwischenraumes, ähnlich den Anordnungen aus Bild 3.18, mit der Haut als bewegliche Elektrode aus. Nachteilig an dieser Anordnung ist die dauerhafte statische Deformation des Gewebes durch die Abstandshalter. Die für statische Deformation zuständigen SA-Rezeptoren adaptieren jedoch nach einiger Zeit, wodurch diese Deformation nach der Adaptionszeit von etwa 40 s nicht mehr wahrnehmbar ist [15]. Da die mit diesem Prinzip erreichbaren Kräfte auf das Gewebe sehr gering sind, eignet es sich nicht zur statischen Anregung mit größeren Wegamplituden im Bereich einiger Millimeter. Auch die Hautschweißproblematik kann mit dieser Anordnung nicht beseitigt werden.



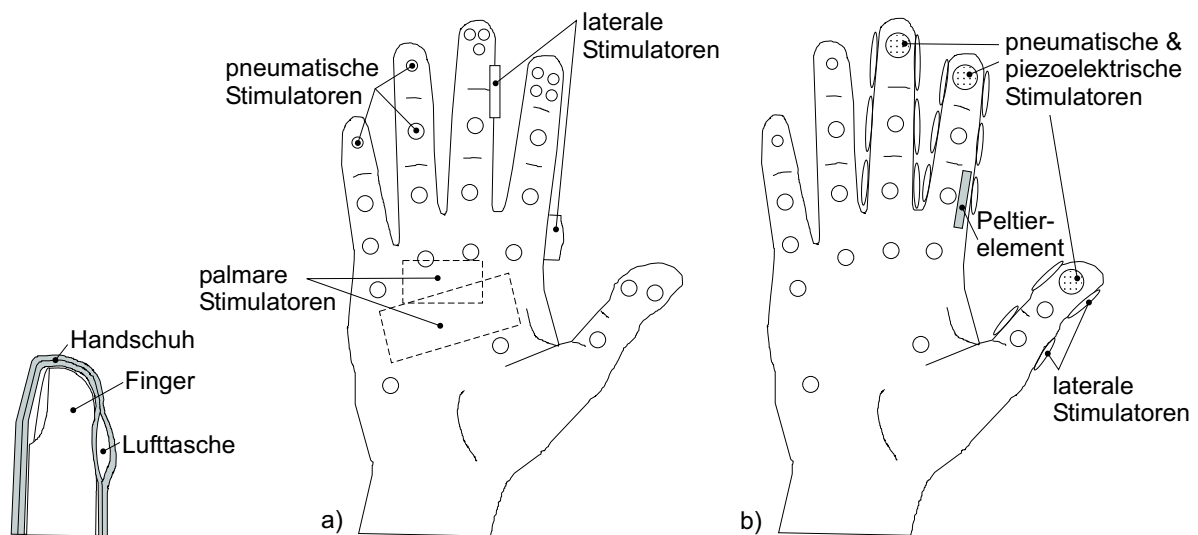
**Bild 3.19:** Modifizierter elektrostatischer Stimulator mit unmittelbarer Kraftwirkung

### 3.9 Handschuhe mit taktiler Rückmeldung

Bisher existieren keine kommerziell erhältlichen Handschuhe mit *hochauflösender*, großflächiger taktiler Rückmeldung. Der Datenhandschuh CYBERTOUCH (Immersion Corp., USA) verfügt über jeweils einen Stimulator für jeden Finger und einen Stimulator für die Handfläche. Der TELETACT-Datenhandschuh (Airmuscle Ltd., GB) verfügt über 30 pneumatische Stimulatoren mit einer maximalen Frequenz von 1 Hz, welche auf der Handfläche verteilt sind (Bild 3.20, a). Zur taktilen Stimulation der Fingerkuppen stehen lediglich zwischen ein und vier Stimulatoren zur Verfügung. Eine zu Forschungszwecken entwickelte Modi-



fikation des TELETACT-Handschuhs wird von [17] beschrieben (Bild 3.20, b). Hierbei wurden zusätzliche pneumatische Stimulatoren an den Fingerseiten angebracht. Des Weiteren wurden Piezoscheiben mit einem Durchmesser von 10 mm und einer Höhe von 1 mm an der Kuppe von Mittel- und Zeigefinger sowie dem Daumen ergänzt. Diese realisieren die großflächige taktile Stimulation der RA-II-Rezeptoren im Bereich von 50-300 Hz, welche eine niedrige räumliche Auflösung besitzen. Zur taktilen Stimulation im mittleren Frequenzbereich sowie für mittlere Kräfte und Auslenkungen kommen Arrays mit 4x4 Piezobiegeaktoren zum Einsatz, welche alternativ zu den Piezoscheiben angebracht werden können. Die Piezostreifen besitzen Abmessungen von  $25 \times 2,5 \times 1 \text{ mm}^3$ . Zur thermotaktilen Stimulation ist zusätzlich ein Peltier-Element am unteren Glied des Zeigefingers angebracht, welches Temperaturänderungen mit Geschwindigkeiten von  $20^\circ\text{C/s}$  erzeugen kann.



**Bild 3.20:** Funktionsprinzip und Stimulatoranordnung beim TELETACT-Handschuh und Modifikation nach [17]

Durch die Erweiterung mit taktilen Stimulatoren für den höheren Frequenzbereich kann zwar die Qualität der Stimulation erhöht werden. Die Stimulation der hochauflösenden SA-I-Rezeptoren erfolgt jedoch im unteren Frequenzbereich über die pneumatischen Stimulatoren mit nur geringer Auflösung. Die Piezobieger realisieren zwar eine höhere Auflösung, ein Array aus 16 Stimulatoren je Fingerspitze ist jedoch bei einer erforderlichen Stimulatordichte von  $1/\text{mm}^2$  für eine realistische Vermittlung eines Tasteindrucks nicht ausreichend.

### 3.10 Fazit

Während der Literaturrecherche konnte kein taktiler Display ermittelt werden, welches sämtliche Anforderungen für eine realistische Vermittlung einer taktilen Wahrnehmung bei gleichzeitiger Fähigkeit zur Integration in einen Datenhandschuh erfüllt. Die Realisierungen scheitern an den aufgrund der erforderlichen Aktordichte geringen Abmessungen der Akto-

ren von etwa  $1 \times 1 \times 10 \text{ mm}^3$  bei Stellwegen im Bereich von 3 mm sowie Drücken von mehreren 10 kPa. Tabelle 3.1 zeigt eine Übersicht über die technischen Daten der in den vorangegangenen Abschnitten zitierten taktilen Displays. Hervorgehoben sind Werte, welche eine größere Differenz zu den Anforderungen aufweisen (Hub < 1 mm, Kraft < 10 mN, Frequenz < 100 Hz, Stimulatorabstand > 2 mm, Bauhöhe > 10 mm).

**Tabelle 3.1:** Vergleich der technischen Daten zitierter taktiler Stimulatoren (k.A.: keine Angaben)

Funktionsprinzip	Quelle	Hub [mm]	Kraft [mN]	Stim.-durchm. [mm]	$f_{\max}$ [Hz]	Stim.-abstand [mm]	Aktor-durchm. [mm]	Höhe [mm]	Stim.-anzahl
elektromagnetisch mit Flußführung	[65]	<b>0,82</b>	160-1300	0,6	k.A.	<b>2,7</b>	2,7	<b>14,2</b>	20
elektromagnetisch ohne Flußführung	[29]	4	<b>0,006</b>	1	<b>&lt;10</b>	<b>4,5</b>	2	k.A.	9
elektromagnetisch, Flachspule	[109]	<b>0,143</b>	<b>0,7</b>	1	<b>95</b>	-	5,8	<2	1
Reluktanz-Schrittantrieb	[91]	10	k.A.	k.A.	<b>&lt;&lt;1</b>	<b>3</b>	4,2	<b>&gt;&gt;10</b>	4096
elektrodynamisch	[61]	3	250	k.A.	250	-	k.A.	k.A.	1
SMA Draht, vertikal	[103]	6	1320	k.A.	<b>1</b>	2	< 2	<b>&gt;150</b>	4500
SMA Draht, horizontal	[60]	3	k.A.	k.A.	<b>10</b>	<b>2,1</b>	30	<b>&gt;&gt;10</b>	24
SMA Feder	[24]	3,5	>5000	0,8	<b>&lt;1</b>	<b>&gt;2</b>	1,6	<b>&gt;10</b>	64
piezoelektrisch, Bieger	[19]	<b>0,05</b>	<b>5</b>	k.A.	400	1	>10	<b>&gt;10</b>	100
piezoelektrisch, Bieger	[44]	<b>0,057</b>	k.A.	k.A.	250	2	>10	<b>&gt;10</b>	50
piezoelektrisch, Stapel	[95]	<b>0,007</b>	k.A.	2	k.A.	k.A.	2	<b>&gt;16</b>	k.A.
pneumatisch, Lufttaschen	[72]	<b>0,7</b>	300	1	5	<b>2,5</b>	1	<b>30</b>	25
pneumatisch, Kolben	[16]	5	3000	k.A.	<b>11</b>	1,75	k.A.	k.A.	16
pneumatisch, direkt	[1]	-	<b>1,4</b>	2	1000	<b>2,5</b>	k.A.	k.A.	k.A.
thermopneumatisch	[108]	<b>0,7</b>	10	1,5	<b>&lt;&lt;1</b>	<b>2,54</b>	2	<b>15</b>	16
elektrostatisch, tangential	[31]	<b>0,2</b>	<b>1</b>	1	k.A.	-	7	>0,3	1

In kommerziell erhältlichen taktilen Displays werden fast ausschließlich piezoelektrische und elektromagnetische Aktoren angewendet. Diese lassen jedoch bei Erfüllung der Anforderungen keine hohe Aktordichte zu und sind im Hinblick auf Displays mit mehreren hundert Stimulatoren sehr teuer [27]. SMA-Aktoren besitzen zwar hohe Energiedichten und

können ausreichende Stellwege realisieren, die erreichbaren Frequenzen sind jedoch trotz aktiver Kühlung zu niedrig für die Stimulation aller Mechanorezeptoren. Mit pneumatischen Stimulatoren können sehr dünne, flexible Stimulatorarrays mit hoher Stimulatordichte realisiert werden, wenn Druckluftversorgung und –aufschaltung in räumlicher Distanz angeordnet werden. Hierbei muß jedoch das Tiefpaßverhalten der Zuleitungen beachtet werden, was bei realisierten Displays zu Grenzfrequenzen von etwa 10 Hz führt.

Für eine beliebige Erhöhung der Auflösung sollte das ausgewählte Aktorprinzip skalierbar sein, ohne daß eine Reduzierung des Stimulatordruckes erfolgt [113]. Elektrostatische Aktoren sind bezüglich des elektrostatischen Druckes bei Verkleinerung der Elektrodenfläche skalierungsinvariant. Hierdurch gewinnen sie bei Verringerung des Bauvolumens im Bereich einiger mm<sup>3</sup> Vorteile gegenüber elektromagnetischen Antrieben [34][47][105][85]. Zur Erzielung der geforderten Auslenkung mit elektrostatischen Antrieben ist jedoch eine Kaskadierung, wie in Abschnitt 3.8.3 beschrieben, erforderlich. Elektrostatische Aktorarrays können mit Hilfe planarer Prozesse und entsprechender Mikrostrukturierungsverfahren in Parallelfertigung hergestellt werden. Aufgrund der genannten Eigenschaften soll eine Sonderform elektrostatischer Antriebe im Folgenden näher betrachtet werden.

## **4 Elektrostatische Festkörperaktoren als taktile Stimulatoren**

Durch Verwendung einer dünnen Elastomerschicht als Dielektrikum anstelle des Luftspaltes in herkömmlichen elektrostatischen Antrieben läßt sich eine Funktionsintegration erreichen, welche in einer geringeren Komplexität des Aktoraufbaus resultiert. Der elastische Film dient gleichzeitig als Dielektrikum, als Rückstellfeder sowie als Träger für die Elektroden, wobei die Filmdicke den Elektrodenabstand bestimmt. Eine Stapelung vieler Elastomer- sowie Elektrodenschichten ist mit planaren Prozessen möglich, wobei durch geeignete Strukturierung der Elektroden Aktorarrays mit hoher Dichte und Elementanzahl in Parallelfertigung realisiert werden können.

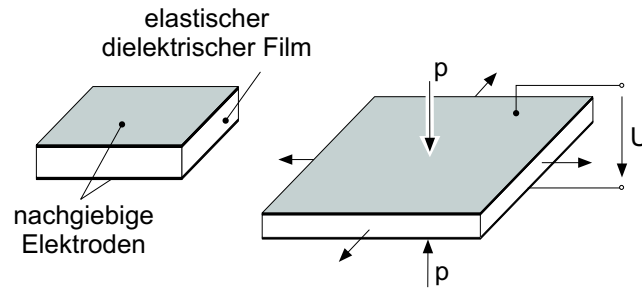
Neben dem einfacheren Aufbau besitzen elektrostatische Aktoren mit elastischem Dielektrikum – im folgenden Elastomeraktoren genannt – gegenüber konventionellen elektrostatischen Luftspaltaktoren weitere Vorteile. Elastomeraktoren sind elastisch verformbar, biegsam und können auf der menschlichen Haut appliziert werden, ohne die Bewegungsfreiheit des Körpers einzuschränken. Dieses Antriebsprinzip scheint daher ein hohes Potential bezüglich des Einbaus in einen Handschuh mit taktilem Rückmeldung bei Einhaltung der Anforderungen zu bieten. Mit einer Dichte von etwa  $1 \text{ g/cm}^3$  liegen Elastomere deutlich unterhalb der Dichte sonstiger Aktorbasismaterialien (Silizium:  $2,33 \text{ g/cm}^3$ , Nitinol ca.  $6,5 \text{ g/cm}^3$ , Eisen ca.  $7 \text{ g/cm}^3$ , PZT ca.  $7,5 \text{ g/cm}^3$ ). Da es sich bei Elastomeraktoren um Festkörperaktoren handelt, welche keinen Luftspalt und keine beweglichen Teile besitzen und somit keine Lagerungen erfordern, sind diese Aktoren verschmutzungsunempfindlich und verschleißfrei. Die von gelagerten Mikroantrieben bekannten hohen Reibungsverluste treten bei diesem Antriebsprinzip somit nicht auf. Aufgrund der Festkörpereigenschaft wird ein absolut lautloser Betrieb ermöglicht. Im Folgenden werden die Funktionsweise sowie die Eigenschaften von Elastomeraktoren im Hinblick auf ihre Eignung als taktile Stimulatoren näher betrachtet.

### **4.1 Funktionsprinzip und Eigenschaften dielektrischer Elastomeraktoren**

#### **4.1.1 Maxwell-Spannung**

Ein elastisches Dielektrikum, welches zwischen nachgiebigen, leitfähigen Elektrodenschichten angeordnet ist, erfährt beim Anlegen einer elektrischen Spannung eine Stauchung in Richtung des elektrischen Feldes (Bild 4.1). Die im Material hervorgerufene mechanische Spannung  $T_e$  aufgrund der Coulombschen Anziehung der konträren Ladungen – auch Maxwell-Spannung genannt – zeigt eine proportionale Abhängigkeit vom Quadrat der elektrischen Feldstärke. Da Elastomere nahezu inkompressibel sind (Querdehnungszahl  $\nu \rightarrow 0,5$ ), erfährt das Dielektrikum sowie die sich darauf befindlichen Elektroden eine Querdehnung

senkrecht zur Feldrichtung, welche sich aus der Längskontraktion unter Berücksichtigung der Volumenkonstanz berechnen läßt (Abschnitt 5.2.1).



**Bild 4.1:** Grundlegendes Funktionsprinzip elektrostatistischer Aktoren mit elastischem Dielektrikum

Für den auf das Dielektrikum wirkenden elektrostatischen Druck  $p$  in Abhängigkeit von der elektrischen Spannung  $U$  und der Dicke  $z$  der dielektrischen Schicht ergibt sich nach einer Energiebetrachtung mit Hilfe der virtuellen Verrückung die in Gl. (4.1) dargestellte Beziehung [76]. Hier fällt auf, daß der Faktor  $\frac{1}{2}$  fehlt, welcher von der Beziehung für den elektrostatischen Druck auf die Elektroden im Luftspaltaktor bekannt ist. Dies ist auf die Flächen-dehnung der Elektroden während der Längsstauchung zurückzuführen, wie in Abschnitt 5.3.1 noch näher erläutert wird.

$$p_{U=\text{const}} = T_e = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{U^2}{z^2} = \epsilon_0 \epsilon_r E^2 \quad (4.1)$$

Die Eigenschaften der Aktoren werden im Wesentlichen durch die Eigenschaften des Elastomers bestimmt [63]. Die relative Permittivität von Elastomeren liegt im Bereich von  $\epsilon_r = 2..12$  gegenüber einer Permittivität der Luft von  $\epsilon_r = 1$ . Es wurden elektrische Feldstärken von mehr als  $400 \text{ V}/\mu\text{m}$  ohne Auftreten von elektrischen Durchschlägen an Elastomerfolien realisiert. Praktische Anwendungen von herkömmlichen Luftspaltaktoren arbeiten mit Feldstärken von maximal  $100 \text{ V}/\mu\text{m}$  [74]. Mit elastischen Dielektrika sind somit um ein Vielfaches höhere elektrostatische Drücke realisierbar als in konventionellen Luftspaltaktoren.

#### 4.1.2 Elektrostriktion

Eine weitere mechanische Spannung im Dielektrikum - ebenfalls proportional zu  $E^2$  - wird durch intramolekulare Kräfte aufgrund der feldinduzierten Polarisation des Dielektrikums bewirkt, wobei sich elektrische Dipole in Feldrichtung orientieren. Die dadurch bewirkte Deformation wird auch als Elektrostriktion bezeichnet.

Weiche Elastomere haben eine nichtkristalline, amorphe Molekülstruktur. Es wird daher in [63] vermutet, daß diese Strukturen durch ein elektrostatisches Feld nur gering beeinflußt

werden und der durch Elektrostriktion bewirkte Materialspannungsanteil gegenüber den Maxwellspannungen vernachlässigt werden kann.

Die aufgrund der Elektrostriktion bewirkte mechanische Spannung berechnet sich nach [57] zu

$$p = \varepsilon(1 - \gamma)E^2 \quad ; \quad \gamma = 0,5 \frac{z}{\varepsilon} \frac{d\varepsilon}{dz} = -0,5 \frac{A}{\varepsilon} \frac{d\varepsilon}{dA} \quad (4.2)$$

In [57] wurde die Verringerung der Permittivität bei Stauchung eines dielektrischen Filmes aus dem Elastomer VHB 4910, einem chemisch vernetzten amorphen Polyacrylat-Netzwerk, bestimmt. Für den Elektrostriktionskoeffizienten  $\gamma$  aus Gl. (4.2) ergab sich hierbei ein maximaler Wert von 0,018. Für das untersuchte Elastomer ist somit der elektrostriktive Anteil an der Gesamtspannung kleiner als 2 %. Erklärt wird die Änderung der Permittivität durch die aufgrund der Streckung der Polymerketten verringerte Beweglichkeit der elektrischen Dipole und die dadurch verminderte Ausrichtung im E-Feld. Neben der Dehnung zeigt die Permittivität eine Abhängigkeit von der Frequenz. Es wird beim untersuchten Material eine Verringerung der Permittivität um 1 % bei 100 Hz gegenüber 0,1 Hz nachgewiesen.

In der Vergangenheit wurde der Einfluß der Maxwell-Spannung eher als störender Nebeneffekt betrachtet, zu schwach um alleine gute Aktoreigenschaften zu realisieren [77]. Durch Entwicklung von Elastomeren geringer Härte und hoher Durchschlagfeldstärke ändert sich dieser Standpunkt. Bei Elastomeraktoren tritt sowohl eine Deformation aufgrund der Maxwell-Spannung als auch die Elektrostriktion in Erscheinung. Der Einfluß der Elektrostriktion, welche bei hohen Feldstärken eine Sättigung zeigt, kann jedoch gegenüber den Maxwell-Kräften vernachlässigt werden [73].

#### **4.1.3 Grenzwerte in Abhängigkeit von Vorspannung und Filmdicke**

Die erreichbaren Dehnungen und Drücke von Elastomeraktoren sind im Wesentlichen begrenzt durch die Durchbruchfeldstärke des Elastormaterials. Durch zweiachsiges Vorspannen eines Films um 500 % in x sowie y-Richtung kann die Durchschlagfeldstärke von 18 MV/m auf 218 MV/m um mehr als den Faktor 12 erhöht werden [57]. Begründet wird dies damit, daß die Durchbruchfestigkeit senkrecht zu einer Polymerkette höher ist als entlang einer Kette. Durch Vordehnung eines Filmes senkrecht zur Feldrichtung wird eine Streckung in Dehnungsrichtung und eine damit verbundene Ausrichtung der Polymerketten in der Filmebene senkrecht zur Feldrichtung erreicht. Hierdurch wird die mittlere freie Weglänge von im elektrischen Feld beschleunigten Elektronen erhöht. Der Effekt ist bekannt von Kondensatorfolien, welche zur Steigerung der Durchbruchfeldstärke ebenfalls planar gereckt werden. Durch biaxiale Reckung von Polypropylenfolien wird beispielsweise die Durchschlagfeldstärke von 45 kV/mm auf 300 kV/mm gesteigert [25].

[75] gibt an, daß bei Polymerdielektrika im Gegensatz zu Gasen kein Paschen-Effekt auftritt und daher durch eine Verringerung der Filmdicke keine höhere Durchbruchfeldstärke erreicht werden kann. Diese Aussage wird jedoch widerlegt von [116], hier wird das Durchschlagverhalten ungereckter Polyesterfilme unterschiedlicher Filmdicke untersucht. Die ermittelte Durchbruchfeldstärke steigt bei 20°C mit Verringerung der Polyesterfilmdicke von 100 µm auf 10 µm um den Faktor 2 von 180 V/µm auf 360 V/µm.

Tabelle 4.1 gibt einen Überblick über erreichte Drücke sowie Dehnungen bei Verwendung unterschiedlicher Elastomere. Die gemessenen Werte beziehen sich auf durch Schleudern hergestellte Elastomerfolien, welche radial vorgespannt wurden. Die Elektroden bestehen jeweils aus einem leitfähigen, graphithaltigen Fett. Die höchsten Dehnungen konnten mit einem Polyacrylat-Werkstoff erreicht werden, welcher von der Firma 3M unter der Produktbezeichnung VHB 4910 als Klebeband vertrieben wird. Es besitzt eine ursprüngliche Dicke von 1 mm. Durch planare zweiachsige Dehnung um 300 % reduziert sich die Filmdicke auf 62,5 µm. Bei einer Feldstärke von 412 V/µm erfährt der Film eine zusätzliche Kontraktion von 61 %, was einer verbleibenden Filmdicke von 24,4 µm entspricht. Der elektrostatische Druck bei dieser Feldstärke wurde zu 7,2 MPa berechnet. Dieses Material zeigte jedoch ein ausgeprägtes Kriechverhalten. Ein besseres Ansprechverhalten wurde mit Silikonelastomeren erreicht. Mit dem Silikon CF19-2186 von Nusil wurde ein maximaler Druck von 3 MPa bei 39 % Dehnung gemessen, die Antwortzeiten betrugen < 1 ms [77]. Mit dem Silikon HSIII von Dow-Corning wurden Frequenzen bis 20 kHz erreicht [78].

**Tabelle 4.1:** Gegenüberstellung unterschiedlicher dielektrischer Elastomere [78]

	Material	Vordehnung $S_{0x} / S_{0y}$ [%]	relative feldinduzierte Stauchung [%]	relative feldinduzierte Flächendehnung [%]	Feldstärke [V/µm]	effektive mechanische Spannung [MPa]
radiale Dehnung	Silikon HS III	(68 / 68)	48	93	110	0,3
		(14 / 14)	41	69	72	0,13
	Silikon CF19-2186	(45 / 45)	39	64	350	3
		(15 / 15)	25	33	160	0,6
	VHB 4910 Acryl	(300 / 300)	61	158	412	7,2
		(15 / 15)	29	40	55	0,13
lineare Dehnung	Silikon HS III	(280 / 0)	54	117	128	0,4
	Silikon CF19-2186	(100 / 0)	39	63	181	0,8
	VHB 4910 Acryl	(540 / 75)	68	215	239	2,4

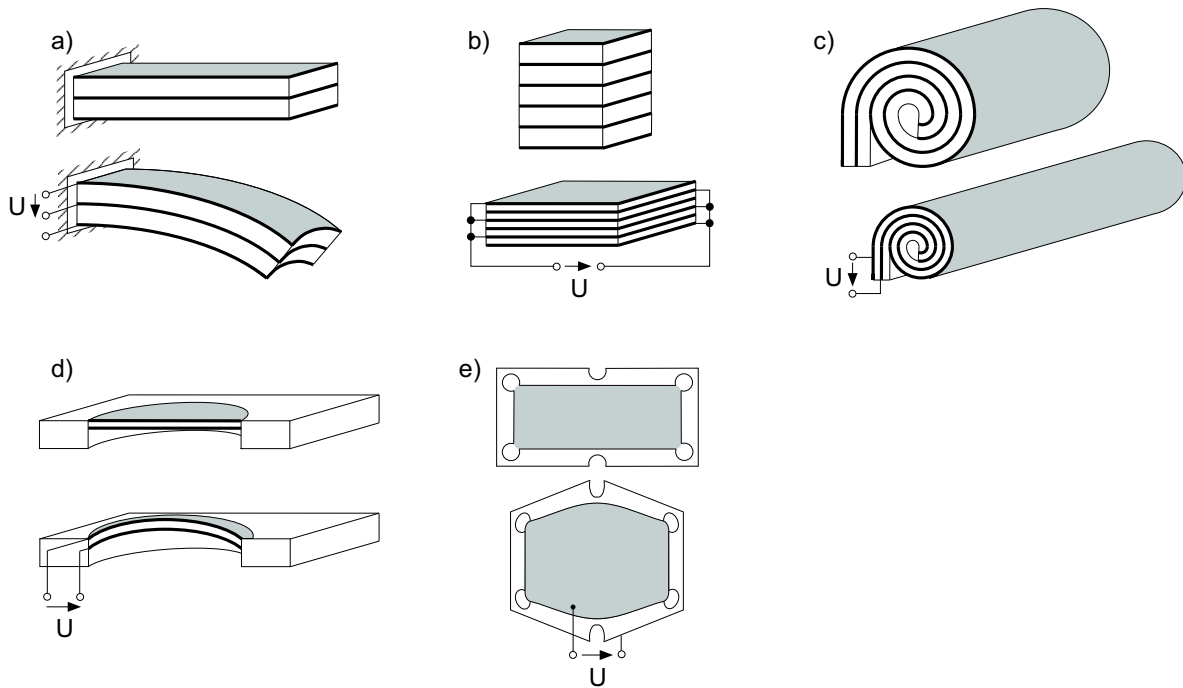
In [37] wird die Eignung von Elastomeraktoren für die aktive Schwingungsdämpfung zur Reduzierung von Körperschallemission (Active-Noise-Control = ANC) untersucht. Hierzu wurde das Schwingungsverhalten von aufgewölbten Filmen aus dem Silikon RTV 112 von

GENERAL ELECTRIC im für ANC-Anwendungen interessanten Frequenzbereich zwischen 50-2000 Hz untersucht. Bei 2 kHz wurde jedoch die Grenzfrequenz noch nicht erreicht.

Die Eignung von Elastomeraktoren zur Fertigung taktiler Displays ist nach den zuvor genannten Gesichtspunkten bei Wahl einer geeigneten Aktoranordnung offenbar als realistisch einzuschätzen.

## 4.2 Mögliche Aktorgestaltungen

Da zur Erreichung hoher elektrostatischer Drücke bei praktikablen elektrischen Spannungen die Schichtdicke des Dielektrikums im Bereich weniger Mikrometer liegen muß (s. Gl. (4.1)), sind die erreichbaren absoluten Dehnungen in Feldrichtung sehr gering. Zur Erzielung höherer absoluter Dehnungen sind daher spezielle Aktorgestaltungen erforderlich (Bild 4.2).



**Bild 4.2:** Aufbau und Funktionsweise elektrostatischer Elastomeraktoren

Bei einer Anordnung als *Stapelaktor* werden mehrere Elastomer- und Elektrodenschichten übereinander gebracht und die Elektrodenschichten wie beim Piezostapelaktor elektrisch parallel geschaltet (Bild 4.2 b). Die für absolute Stauchungen im Bereich von Millimetern notwendige hohe Schichtanzahl erfordert eine Automatisierung der Herstellung. Bei entsprechender Formgebung der Elektroden kann mit der Stapelanordnung eine Parallelfertigung einer beliebig hohen Aktoranzahl in Matrixanordnung realisiert werden [51].



Bei einer Anordnung als *Biegewandler* in Uni- oder Bimorphausführung werden eine oder mehrere mit Elektroden versehene dielektrische Schichten auf eine passive Schicht gebracht, welche im Betrieb nicht unter elektrostatischer Kraftwirkung steht (Bild 4.2 a). Im Betrieb dehnen sich die Aktorschichten senkrecht zur Feldrichtung und bewirken eine Zugspannung an der Oberfläche der passiven Schicht was eine Durchbiegung verursacht. Diese Anordnung wird u. a. auch bei Piezoaktoren angewendet, um die geringen Dehnungen in größere Auslenkungen umzusetzen. Gleichzeitig wird die Nachgiebigkeit erhöht und die erreichbaren Kräfte verringert (mechanische Impedanzwandlung). Biegewandler besitzen gegenüber Stapelaktoren einen erhöhten Flächenbedarf. Die Impedanzwandlung ist bei Elastomeraktoren für die Anwendung in einem taktilen Display nicht notwendig, da die erforderlichen Kräfte und Dehnungen bereits durch Stapelaktoren realisiert werden können. Die Parallelfertigung mehrerer Biegeaktoren erfordert einen erhöhten technologischen Aufwand. Mit Elastomerbiegeaktoren wurden Biegewinkel bis zu  $180^\circ$  realisiert [73].

In der Anordnung als *Rolle* in Form eines Voll- oder Hohlzylinders wird ein Verbund aus zwei dielektrischen Schichten und zwei Elektrodenschichten hergestellt, welcher zu einem Zylinder aufgerollt wird (Bild 4.2 c). Aufgrund der niedrigen Schichtanzahl ist der fertigungstechnische Aufwand vergleichsweise gering. Eine Parallelfertigung mehrerer Rollenaktoren in Matrixanordnung ist jedoch ohne Montageschritte nicht möglich. Während des Wickelns muß der Schichtverbund lateral vorgespannt sein, damit ein enger Kontakt zwischen Elektroden- und Elastomerschichten gewährleistet ist. Mit Rollenaktoren lassen sich relative Dehnungen von bis zu 10 % erzeugen [62]. In [78] wird ein Rollenaktor beschrieben, welcher aus einem Acrylfilm mit 2,6 g Gewicht gefertigt wurde und eine Auslenkung von 3,5 cm bei einer Maximalkraft von 29 N erreicht. Bei einem Dauerbelastungstest von Rollenaktoren aus Polyacryl zeigte sich auch nach  $10^7$  Belastungszyklen noch keine Änderung der Eigenschaften [63]. Auch Aktoren in Form eines Hohlzylinders, welche durch Tauchen hergestellt wurden, werden beschrieben [73]. Hier wurden Dehnungen von 5-10 % bei einer Maximalkraft von 300 mN realisiert.

Bei Anordnung einer ein- oder mehrschichtigen *Aktormembran* in einem starren Rahmen wölbt sich diese im Betrieb aufgrund ihrer Flächendehnung auf (Bild 4.2 d). Die erreichbare Auslenkung hängt hierbei nicht von der Anzahl der Schichten ab, sondern von der Querdehnung sowie dem Membrandurchmesser. [63] beschreibt die Realisierung von Membranen für adaptive Optiken, Pumpen oder Lautsprecher. Mit Membranen eines Durchmessers von 3 mm wurde ein maximaler Druck von 20 kPa bei einer Aufwölbung von 10 % des Membrandurchmessers realisiert. Eine Druckerhöhung ist durch dickere Membranen mit einer höheren Schichtanzahl zu erreichen. Die Aufwölbung einer Aktormembran mit einem Durchmesser von  $D = 1$  mm (Aktorabstand in einem taktilen Display  $< 2$  mm) zu einer Halbkugel würde eine relative Querdehnung  $S_q$  von

$$S_q = \frac{D}{D_0} - 1 = \frac{\pi \cdot 1\text{mm}}{2} \cdot \frac{1}{1\text{mm}} - 1 = 57\% \quad (4.3)$$

erfordern. Dies entspricht einer Längsstauchung von 52,5 %. Hierbei würde eine Membranauslenkung von lediglich 0,5 mm realisiert, was unterhalb der Anforderungen an taktile Displays liegt. Aufgrund der durch den geforderten Aktorabstand von  $< 2$  mm begrenzten Aktofläche von etwa  $1 \text{ mm}^2$  existiert kaum Potential zur Erhöhung der Auslenkung bei dieser Anordnung.

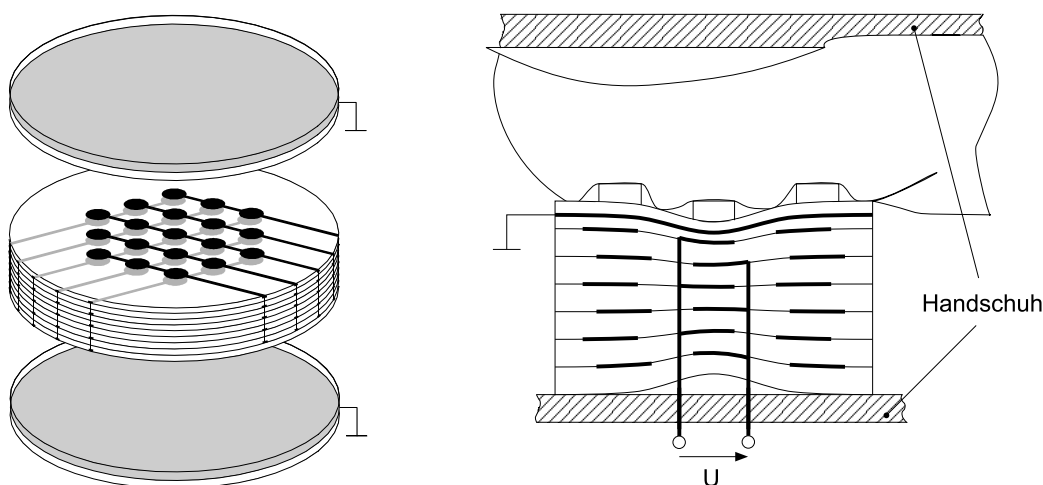
Eine weitere Möglichkeit zur Nutzung des Quereffektes bietet die Verwendung eines *Kniehebel-Rahmens*. Hierbei wird z.B. ein ein- oder mehrschichtiger Akteur zweiachsig lateral vorgespannt und auf einem Rechteckrahmen befestigt, welcher mit Filmgelenken versehen ist (Bild 4.2 e). Bei der Filmdehnung unter einer elektrischen Feldstärke wird der Rahmen entsprechend seiner Freiheitsgrade deformiert.

### 4.3 Konzept für ein taktiles Display mit Elastomeraktoren

Nachdem Funktionsweise und Eigenschaften von Elastomeraktoren beschrieben wurden, soll im Folgenden ein Konzept zur Realisierung einer Stimulatorematrix vorgestellt werden.

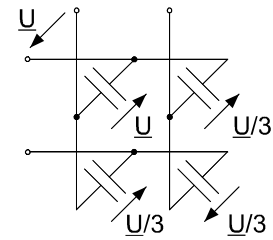
#### 4.3.1 Taktiles Displayfeld

Da für die Stimulation einer gesamten Handinnenfläche mehrere hundert Aktoren benötigt werden, steht bei der Auswahl der Aktorgestaltung aus den in Abschn. 4.2 vorgestellten Möglichkeiten die Eignung zur Parallelfertigung im Vordergrund. Es wird daher eine planare Stapelanordnung mit hexagonaler Anordnung der Stimulatoren ausgewählt, bei welcher jeweils drei Stimulatoren die Eckpunkte eines gleichseitigen Dreiecks bilden (Bild 4.3). So kann ein identischer Abstand zwischen benachbarten Aktoren realisiert werden.



**Bild 4.3:** Anordnung der Stimulatoren in einem taktilen Display

Die Elektroden benachbarter Schichten sind abwechselnd zeilen- bzw. spaltenweise elektrisch miteinander verbunden. Hierdurch kann ein geringer Elektrodenabstand realisiert werden, da die Zuleitungen nicht einzeln nach außen geführt werden müssen. Beim Anlegen einer elektrischen Spannung zwischen einer Elektrodenzeile und einer Elektrodenspalte kontrahiert das Aktorelement der zugehörigen Koordinate. Wie beispielsweise von passiven LC-Matrixdisplays bekannt, gibt es bei dieser Anordnung jedoch ein Übersprechen zwischen den Aktoren, wie in Bild 4.4 am Beispiel einer 2 x 2 – Matrix verdeutlicht. Mithilfe von Aktiv-Matrix-Anordnungen, wie z.B. von TFT-Displays bekannt, kann das Übersprechen vermieden werden. Die Lösung dieser Problematik soll jedoch im Rahmen dieser Arbeit nicht weiterverfolgt werden.

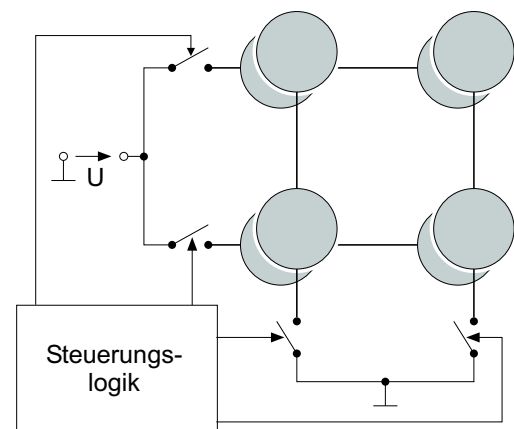


**Bild 4.4:** Übersprechen bei einer Passiv-Matrix-Anordnung

Die beschriebene Aktormatrix wird im Bereich der Elektroden mit Erhebungen versehen und kann in einen Handschuh eingebettet werden, welcher den Kraftschluß zwischen Haut und taktilem Display herstellt, wobei die Erhebungen die Haut deformieren. Beim Anlegen einer Spannung an ein Element kontrahiert dieses, wodurch die Erhebung an dieser Stelle keine Kraft auf die Haut mehr ausübt. Eine Gefährdung des Benutzers trotz höherer Betriebsspannungen kann durch Begrenzung des Maximalstromes erreicht werden. Zusätzlich kann durch eine ganzflächige geerdete Graphitschicht auf der Oberseite des taktilen Displays ein elektrischer Durchschlag zur Haut vermieden werden.

#### 4.3.2 Ansteuerung

Die Zeilen-Spalten-Anordnung erlaubt keine gleichzeitige Ansteuerung aller Aktoren der Matrix. Die Elemente werden daher nacheinander abgetastet und so jedem Aktor eine Ladung aufgeprägt. Die Ladung verbleibt bis zur nächsten Abtastung auf den Elektroden, der Aktor bleibt daher im kontrahierten Zustand. Da während dieser Zeit aufgrund der Leitfähigkeit der Luft sowie des Dielektrikums Ladungen abfließen können, muß der Aktor nach einer begrenzten Zeitspanne erneut abgetastet werden, woraus sich entsprechend der Elementanzahl der Matrix eine minimal erforderliche Abtastfrequenz ergibt. Da der Widerstand der Zuleitungen zusammen mit der Aktorkapazität einen Tiefpaß bildet, muß außerdem ein Abtastintervall länger sein als die Anstiegszeit des Aktors. Hieraus er-



**Bild 4.5:** Prinzip der Zeilen-Spalten-Abtastung

gibt sich eine maximale Abtastfrequenz des Arrays, wodurch entsprechend dem Abtasttheorem nur eine begrenzte Bandbreite des Aktors erreicht werden kann (s. Abschn. 5.4).

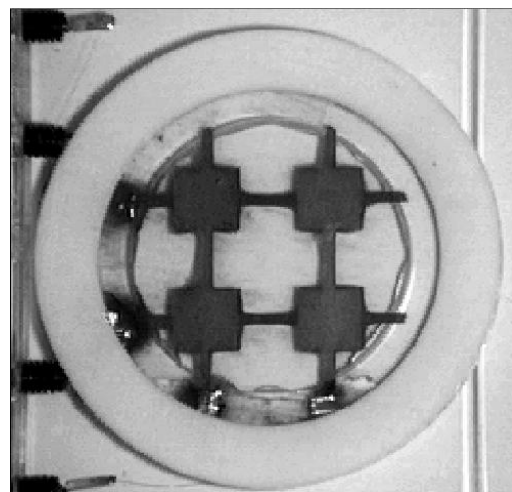
Ein erster Prototyp einer entsprechenden Zeilen-Spalten-Ansteuerung wurde von DOLLE realisiert [126]. Die Auswahl der Halbleiterschalter erwies sich hierbei als größtes Problem, da diese eine Spannung bis etwa 1 kV schalten und gleichzeitig sehr geringe Leckströme aufweisen müssen, um die Entladung der Aktoren zwischen den Abtastintervallen zu minimieren. Am besten geeignet erwiesen sich hierfür Insulated-Gate-Bipolar-Transistoren (IGBT).

#### 4.4 Einschätzung der Eignung von Elastomeraktoren für taktile Displays

Die erreichbare Längsstauchung bei vorgespannten Elastomerfilmen beträgt nach Tabelle 4.1  $> 60\%$  bei Drücken von mehr als 7 MPa. Bei Stapelaktoren ohne Vorspannung ist eine geringere Maximaldehnung aufgrund von passivem Silikonmaterial in der Umgebung der Elektroden zu erwarten. Zusätzlich wird aufgrund der geringeren Durchschlagfeldstärke bei fehlender Vorspannung der maximale elektrostatische Druck und somit die erreichbare Dehnung begrenzt. Selbst wenn die erreichbare Stauchung nur  $10\%$  beträgt, ist jedoch eine Auslenkung von 2 mm bereits mit einem Stimulator einer Höhe von 20 mm zu erreichen. Die von [37] gezeigten erreichbaren Frequenzen liegen mit etwa 2 kHz deutlich oberhalb des Empfindlichkeitsbereichs der taktilen Sinneszellen von 1 kHz. Die erreichbaren Drücke liegen mit  $> 7$  MPa weit oberhalb der Schmerzschwelle von etwa 1,3 MPa. Eine Anwendung von Elastomeraktoren als taktile Stimulatoren bei Erfüllung der Anforderungen scheint nach diesen Gesichtspunkten erfolgsversprechend zu sein.

Ein erstes Muster wurde aus einem einzelnen biaxial um jeweils  $40\%$  vorgedehnten Silikonfilm der Shore-Härte 6 mit einer Matrix aus vier Graphitelektroden aufgebaut (Bild 4.6). Der vorgedehnte Film mit einer Dicke von  $20\text{ }\mu\text{m}$  zeigte bei einer Spannung von 850 V an den Elektroden eine Flächendehnung von  $21\%$ , was einer berechneten Filmkontraktion von  $17\%$  in Feldrichtung entspricht. Bezogen auf die Restdicke entspricht das einem elektrostatischen Druck von 70 kPa.

Bei großen Deformationen sind die Berechnungsvorschriften für linear elastische Körper nach Hooke nicht mehr zulässig. Verursacht durch die geometrischen Nichtlinearitäten aufgrund großer Dehnungen, die quadratische Ab-



**Bild 4.6:** Einschichtiges Muster einer Elastomeraktormatrix mit  $2 \times 2$  Elementen

hängigkeit des elektrostatischen Druckes  $p$  von der Spannung  $U$  sowie die Rückwirkung der Filmdickenänderung  $\Delta z$  auf  $p$  zeigt die Dehnung eine stark nichtlineare Abhängigkeit von der Betriebsspannung. Darüber hinaus machen die dynamischen mechanischen sowie elektrischen Materialeigenschaften zur exakten Beschreibung des Betriebsverhaltens eine Modellbildung erforderlich, welche im folgenden Kapitel durchgeführt wird.

## 5 Modellbildung

In diesem Kapitel soll ein analytisches Modell für das dynamische Verhalten von Elastomerkomponenten hergeleitet werden. Durch Verknüpfung der Modelle für elektrisches und mechanisches Verhalten sowie einem Modell der elektrisch-mechanischen Kopplung aufgrund elektrostatischer Kraftwirkung ergibt sich ein Gesamtmodell für das Verhalten im Frequenzbereich. Die Validierung des Modells erfolgt durch den Vergleich mit der meßtechnischen Charakterisierung von Prototypen in Kapitel 8.

### 5.1 Festlegung der Randbedingungen

Im Rahmen dieser Arbeit soll ein analytisches Modell für die einachsige Stauchung eines Elastomeraktors erstellt werden. Es wird zur Vereinfachung angenommen, daß sich die Elektroden bis zum Rande des Aktors erstrecken und ein ebener Dehnungszustand vorliegt und die Elektroden stets parallel zueinander ausgerichtet sind. Beim realen Aktor lassen sich solche Bedingungen durch eine laterale Vorspannung bei einem großen Verhältnis von Aktorgesamtfläche zu Elektrodenfläche näherungsweise erreichen. Nach [63] kann die Kompressibilität von Elastomeren vernachlässigt werden, für die Querkontraktionszahl wird daher als Näherung ein Wert von  $\nu = 0,5$  angesetzt. Es wird vorausgesetzt, daß das Material keinen plastischen Verformungsanteil aufweist. Des Weiteren wird angenommen, daß die relative Permittivität  $\epsilon_r$  des Elastomermaterials konstant ist und daß das Material isotrope, homogene mechanische sowie elektrische Eigenschaften besitzt. Die Elektroden werden in der Modellbildung als ideal betrachtet, wonach sie eine Flächendeckung von 100 % bei idealer Leitfähigkeit besitzen und die mechanischen Eigenschaften des Elastomers nicht beeinflussen.

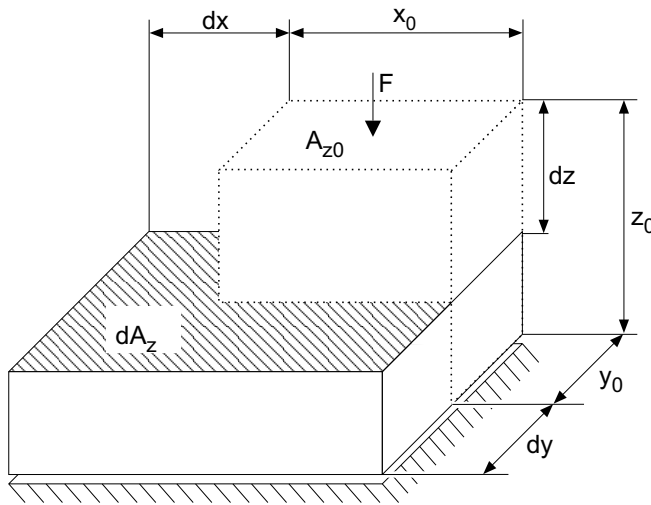
### 5.2 Modell des mechanischen Verhaltens

Elastomere zeigen kein rein elastisches Verhalten, sondern besitzen vielmehr viskoelastische Eigenschaften, welche sich als Dämpfung (Verlust von kinetischer Energie) sowie Hysterese (Verlust von potentieller Energie) äußern. Bei großen Dehnungen können Elastomerkörper nicht mehr als Hookescher Körper mit konstantem Elastizitätsmodul betrachtet werden. Sie zeigen aufgrund der geometrischen Verhältnisse während der Deformation ein nichtlineares Spannungs-Dehnungs-Verhalten.

#### 5.2.1 Geometrische Nichtlinearitäten

Elastomere besitzen eine sehr geringe Kompressibilität, die Querkontraktionszahl von Silikonelastomeren liegt beispielsweise bei  $\nu \approx 0,49$  [107]. Unter Annahme der Volumenkonstanz  $dV = 0$  ergibt sich bei einachsiger Stauchung eines Elastomerkörpers

unter der Kraft  $F$  der in Gl. (5.1) dargestellten formale Zusammenhang zwischen Höhenänderung  $dz$  und Flächenänderung  $dA_z$  (Bild 5.1).



**Bild 5.1:** Geometrische Verhältnisse bei der Deformation eines Elastomerkörpers

$$V = \text{const.} = A_{z0} \cdot z_0 = (A_{z0} + dA_z) \cdot (z_0 - dz) \quad (5.1)$$

Mit der Flächendehnung  $S_A$  sowie der Stauchung  $S_z$

$$S_A = \frac{dA_z}{A_{z0}}, \quad S_z = \frac{dz}{z_0} \quad (5.2)$$

berechnet sich das Verhältnis zwischen Stauchung und Flächendehnung zu

$$S_A = \frac{S_z}{1 - S_z}. \quad (5.3)$$

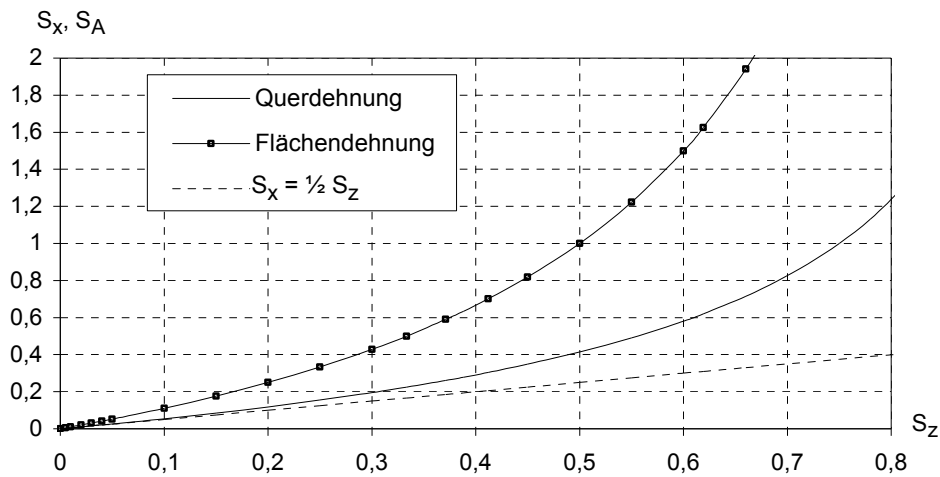
Mit den bei Annahme isotroper Materialeigenschaften identischen Querdehnungen  $S_x$  und  $S_y$

$$S_x = \frac{dx}{x_0} = \frac{dy}{y_0} = S_y \quad (5.4)$$

erhält man die Querdehnung  $S_x$  in Abhängigkeit von der Stauchung  $S_z$  (Herleitung siehe Anhang B):

$$S_x = \frac{1}{\sqrt{1 - S_z}} - 1. \quad (5.5)$$

Bild 5.2 zeigt die Abhängigkeit der Flächen- und Querdehnung von der Stauchung. Oberhalb einer Stauchung von 61,9 % wird die Querdehnung größer als die Stauchung.



**Bild 5.2:** Quer- und Flächendehnung in Abhängigkeit von der Stauchung

Das Spannungs-Dehnungsverhalten bei einachsiger Stauchung kann bei Annahme eines inkompressiblen Materials mit Hilfe der Dehnungsenergie  $W$  ermittelt werden:

$$dW = F dz = F_z dz + F_y dy + F_x dx \quad (5.6)$$

$$F = F_z + F_y \frac{dy}{dz} + F_x \frac{dx}{dz} \quad (5.7)$$

Hierbei ist  $F$  die von außen auf die Fläche  $A_z$  wirkende Kraft, welche die äußere Spannung  $T$  bewirkt.  $F_i$  sind die auf die Flächen  $A_i$  wirkenden Kräfte im Inneren des Körpers aufgrund der mechanischen Spannungen  $T_i$ :

$$F = T A_z ; F_i = T_i A_i \quad \text{mit } i = x, y, z. \quad (5.8)$$

Aus Gl. (5.7) folgt somit:

$$T A_z = T_z A_z + T_y A_y \frac{dy}{dz} + T_x A_x \frac{dx}{dz} \quad (5.9)$$

$$T_{xy} = T_{zy} + T_{yx} \frac{dy}{dz} + T_{xz} \frac{dx}{dz} \quad (5.10)$$

$$T = T_z + T_y \frac{z}{y} \frac{dy}{dz} + T_x \frac{z}{x} \frac{dx}{dz}. \quad (5.11)$$

Es gilt:



$$V = xyz = \text{const.} \quad (5.12)$$

Nach Ableiten der Differentialquotienten in Gl. (5.11) ergibt sich:

$$x = \frac{V}{yz} \rightarrow \frac{dx}{dz} = -\frac{V}{yz^2} = -\frac{x}{z} \quad (5.13)$$

$$y = \frac{V}{xz} \rightarrow \frac{dy}{dz} = -\frac{V}{xz^2} = -\frac{y}{z}. \quad (5.14)$$

Gleichungen (5.13) und (5.14) eingesetzt in Gl. (5.11) ergibt Gl. (5.15).

$$T = T_z - T_y - T_x \quad (5.15)$$

$T_x$  und  $T_y$  besitzen ein negatives Vorzeichen, da es sich um Zugspannungen handelt, sofern  $T_z$  eine Druckspannung ist. Die Summe der Beträge der inneren Spannungen entspricht somit der äußeren Spannung. Für die weiteren Betrachtungen werden die Zugspannungen  $T_x$  und  $T_y$  in Querrichtung zur Vereinfachung mit einem positiven Vorzeichen versehen.

Unter Annahme eines Elastomers mit isotropen linearelastischen Eigenschaften ist

$$T_i = S_i \cdot Y ; \quad i = x, y, z \quad (5.16)$$

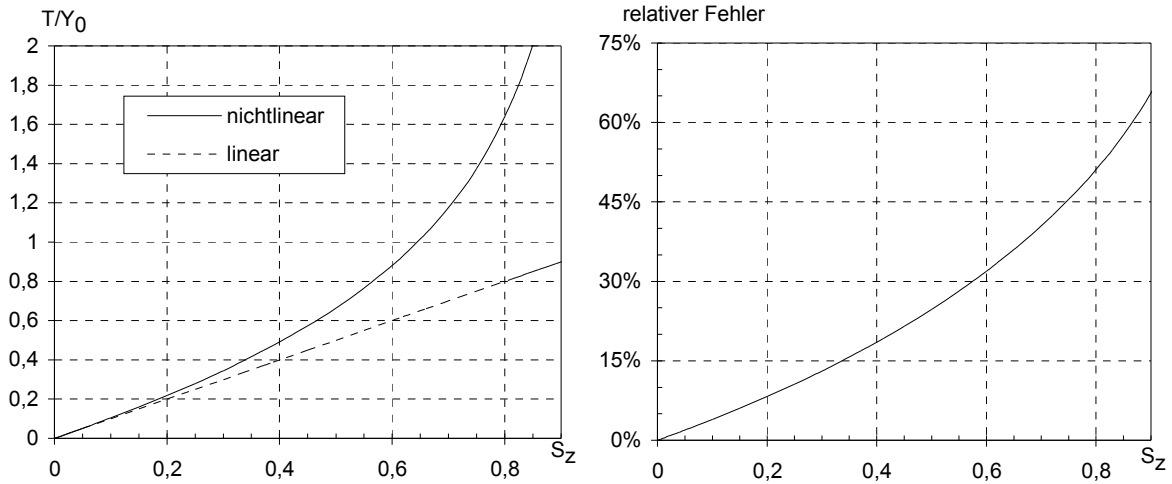
mit dem in jeder Raumrichtung konstanten Elastizitätsmodul  $Y$  (Youngs-Modulus). Mit Gl. (5.4) gilt somit

$$T = Y \cdot (S_z + 2S_x) = Y \cdot \left[ S_z + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1-S_z}} - 1 \right) \right] = Y \cdot S_n \quad (5.17)$$

mit der Substitution  $S_n$ . Für kleine Dehnungen gilt ferner

$$S_x = \frac{1}{2} S_z, \quad \frac{T}{S_n} (S_z \rightarrow 0) = 2Y = Y_0 \quad (5.18)$$

mit dem Tangentenmodul  $Y_0$  für kleine Dehnungen  $S_z$ . Das materialspezifische Elastizitätsmodul  $Y$  kann somit durch Messung des Elastizitätsmoduls  $Y_0$  eines Probenkörpers für kleine Dehnungen bestimmt werden. Bild 5.3 zeigt die auf  $Y_0$  normierte Spannungs-Dehnungs-Kennlinie bei einachsiger Stauchung unter Berücksichtigung geometrischer Nichtlinearitäten im Vergleich zum linearen Hookeschen Modell sowie die relative Abweichung des linearen vom nichtlinearen Modell.



**Bild 5.3:** Nichtlineares Spannungs-Dehnungs-Verhalten und Fehler des linearen Modells

### Einfluß einer Vorspannung

Wird der Elastomerkörper unter Einfluß einer Vorspannung  $T_0$  um  $S_{z0}$  gedehnt, so verschiebt sich der Arbeitspunkt in einen steileren Bereich der nichtlinearen Kurve in Bild 5.3.

Eine Koordinatentransformation in den neuen Arbeitspunkt mit

$$T = T' + T_0 \quad \text{und} \quad (5.19)$$

$$S_z = S'_z + S_{z0} \quad (5.20)$$

ergibt

$$T' = Y \cdot \left[ S'_z + S_{z0} + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1 - S'_z - S_{z0}}} - 1 \right) \right] - T_0. \quad (5.21)$$

Die für die Vordehnung  $S_{z0}$  erforderliche Spannung  $T_0$  berechnet aus Gl. (5.17) zu

$$T_0 = Y \cdot \left[ S_{z0} + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1 - S_{z0}}} - 1 \right) \right]. \quad (5.22)$$

Für die nichtlineare Spannungs-Dehnungs-Beziehung im neuen Arbeitspunkt ergibt sich aus Gl. (5.21) und (5.22)

$$T' = Y \cdot \left[ S'_z + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1 - S'_z - S_{z0}}} - \frac{1}{\sqrt{1 - S_{z0}}} \right) \right]. \quad (5.23)$$

Hierbei ist zu beachten, daß sich die Dehnung  $S_z'$  weiterhin auf die ursprüngliche Elastomerkörperhöhe  $z_0$  bezieht und nicht auf die nach der Vordehnung  $S_{z0}$  resultierende Körperhöhe  $z_0'$ .

Durch Umrechnung des Dehnungsmaßstabes kann erreicht werden, daß sich die zusätzliche Dehnung  $S_z'$ , welche die endgültige Körperhöhe  $z'$  bewirkt, auf die durch die Vordehnung  $S_{z0}$  reduzierte Körperhöhe  $z_0'$  bezieht. Mit den auf die ursprüngliche Körperhöhe  $z_0$  bezogenen Dehnungen

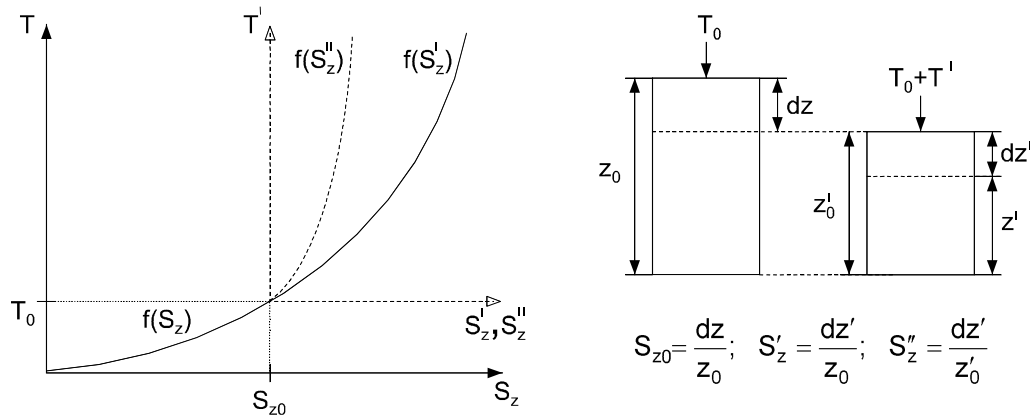
$$S_{z0} = \frac{z_0 - z_0'}{z_0} \quad \text{und} \quad (5.24)$$

$$S_z' = \frac{z_0' - z'}{z_0} \quad (5.25)$$

ergibt sich die auf die reduzierte Körperhöhe  $z_0'$  bezogene zusätzliche Dehnung  $S_z''$ :

$$S_z'' = \frac{z_0' - z'}{z_0'} = \frac{S_z'}{1 - S_{z0}}. \quad (5.26)$$

Durch Ersetzen von  $S_z'$  in Gl. (5.23) mit  $S_z''$  aus Gl. (5.26) ergibt sich der Spannungs-Dehnungs-Verlauf in Bezug auf die durch die Vorspannung  $T_0$  reduzierte Körperhöhe  $z_0'$ . Bild 5.4 dient zur Erläuterung der Koordinatentransformation.



**Bild 5.4:** Zur Erläuterung der Koordinatentransformation

### 5.2.2 Viskoelastisches Verhalten

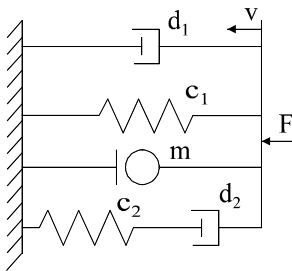
Bei der sprunghaften Dehnung eines Elastomerkörpers steigt zunächst auch die mechanische Spannung sprunghaft an und vermindert sich dann asymptotisch auf einen Minimalwert. Dieser Effekt wird als Relaxation bezeichnet. Bei einem Spannungssprung dagegen erhöht sich die Dehnung allmählich und läuft asymptotisch gegen ein Maximum. Diesen Effekt

bezeichnet man als Kriechen. Bild 5.5 gibt eine Übersicht über Modelle viskoelastischer Grundkörper und deren Verhalten im Zeitbereich.

Anregung	Antwort des Modells nach		
	Maxwell	Kelvin-Voigt	Standard-Festkörper

**Bild 5.5:** Modelle viskoelastischer Grundkörper (nach [69])

Das beschriebene Antwortverhalten eines Elastomerkörpers kann mit dem Modell eines Standard-Festkörpers aus konzentrierten linearen mechanischen Bauelementen nachgebildet werden. Dieses Modell reagiert jedoch auf eine Belastung durch einen Spannungssprung zunächst mit einem sprunghaften Anstieg der Dehnung, was nicht dem realen Antwortverhalten eines Elastomerkörpers entspricht. Da das Antwortverhalten bei einem Spannungssprung eher dem Kelvin-Voigt-Modell entspricht, wurde hier das Modell um ein Dämpfungsglied  $d_1$  erweitert.



**Bild 5.6:** Modifiziertes Modell eines Standard-Festkörpers

Da bei dynamischer Anregung auch die bewegte Masse eines schwingenden Körpers einen Einfluß hat, wurde dem Modell ein im Standard-Festkörpermodell nicht berücksichtigtes Masselement  $m$  hinzugefügt (Bild 5.6). Die mechanische Impedanz  $\underline{Z}_{\text{mech}}$  (Quotient aus Kraft  $\underline{F}$  und Geschwindigkeit  $\underline{v}$  [67]) dieses Modells berechnet sich zu

$$\underline{Z}_{\text{mech}} = \frac{\underline{F}}{\underline{v}} = \frac{c_1}{j\omega} + d_1 + \frac{1}{\frac{j\omega}{c_2} + \frac{1}{d_2}} + j\omega m. \quad (5.27)$$

Die spezifische geometrieunabhängige Impedanz  $\underline{Z}_s$  entspricht dem Quotienten aus mechanischer Spannung  $T$  und Dehnungsgeschwindigkeit  $\dot{S}$  und kann mit Hilfe der Beziehungen

$$\underline{F} = \underline{T} \cdot A_{z0} \quad (5.28)$$

$$\underline{v} = \dot{\underline{S}} z_0 \quad (5.29)$$

wie folgt bestimmt werden:

$$\underline{Z}_s = \frac{\underline{T}}{\dot{\underline{S}}} = \underline{Z}_{\text{mech}} \frac{z_0}{A_{z0}} = \frac{1}{j\omega} Y_1 + \eta_1 + \frac{1}{j\omega \frac{1}{Y_2} + \frac{1}{\eta_2}} + j\omega M. \quad (5.30)$$

Neben den Elastizitätsmodulen  $Y_1$  und  $Y_2$  werden die geometrieunabhängigen, materialspezifischen Größen Viskositätsmodule  $\eta_1$ ,  $\eta_2$  sowie Trägheitsmodul  $M$  eingeführt. Multiplikation von Gl. (5.30) mit  $j\omega$  ergibt den komplexen Modul  $\underline{Y}$ .

$$\underline{Y} = \frac{\underline{T}}{\dot{\underline{S}}} = j\omega \frac{\underline{T}}{\dot{\underline{S}}} = Y_1 + j\omega\eta_1 + \frac{1}{\frac{1}{Y_2} - j\frac{1}{\omega\eta_2}} - \omega^2 M \quad (5.31)$$

Mithilfe des komplexen Moduls  $\underline{Y}$  läßt sich nun das dynamische Spannungs-Dehnungs-Verhalten eines viskoelastischen, massebehafteten Körpers für kleine Dehnungen bei einachsiger Belastung beschreiben. Anhand des komplexen Moduls können erste Abschätzungen bezüglich des Übertragungsverhaltens eines Aktors getroffen werden, welcher im Wesentlichen aus dem verwendeten dielektrischen Material besteht.

### 5.2.3 Viskoelastizität unter Berücksichtigung geometrischer Nichtlinearitäten

In den vorangegangenen Kapiteln wurde das quasistatische Verhalten eines ideal elastischen Körpers bei einachsiger Belastung unter Berücksichtigung geometrischer Nichtlinearitäten hergeleitet sowie die dynamischen Spannungs-Dehnungs-Beziehungen eines linearen viskoelastischen Körpers für kleine Dehnungen erläutert. Durch Überführung der Beziehungen (5.5) und (5.17) zu komplexen Größen erhält man mit Beziehung (5.31) Gl. (5.32):

$$\underline{T}_m = \underline{Y} \cdot \underline{S}_n = \left[ j\omega\eta_1 + Y_1 + \frac{1}{\frac{1}{Y_2} - j\frac{1}{\omega\eta_2}} - \omega^2 M \right] \cdot \left[ \underline{S}_z + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1 - \underline{S}_z}} - 1 \right) \right]. \quad (5.32)$$

Mit dieser Beziehung lässt sich das dynamische Verhalten eines Elastomerkörpers unter Berücksichtigung der geometrischen Nichtlinearitäten bei einachsiger Stauchung beschreiben. Der Betrag der Übertragungsfunktion ist demnach nicht nur abhängig von der Frequenz, sondern auch von der Schwingungsamplitude.

#### 5.2.4 Resonanzfrequenz

Die Bandbreite wird auf der mechanischen Seite im Wesentlichen durch die schwingende Masse und die Resonanzmoden des Elastomermaterials begrenzt [62]. Im Rahmen der Modellbildung soll jedoch nur die Resonanz bezüglich der Longitudinalschwingung betrachtet werden, da diese geometrieunabhängig ist. Alle weiteren Schwingungsmoden sind abhängig von der Aktorgeometrie. Zu ihrer Ermittlung bietet sich eine Schwingungsanalyse mittels einer entsprechenden FEM-Software an.

Die Resonanzfrequenz  $f_r$  des viskoelastischen Modells (Bild 5.6), bei welcher auch der Phasennulldurchgang der mechanischen Impedanz  $\underline{Z}_s$  erfolgt, wurde aus

$$\arctan \frac{\operatorname{Im}\{\underline{Z}_s\}}{\operatorname{Re}\{\underline{Z}_s\}} \Big|_{\omega_r} = 0 \quad (5.33)$$

bestimmt. Nach Lösung von Gl. (5.33) unter Verwendung der Software MATHEMATICA<sup>®</sup> ergibt sich:

$$f_r = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{Y_1 + Y_2}{2M} - \frac{Y_2^2}{2\eta_2^2} + \frac{\sqrt{4\eta_2^2 M \cdot Y_1 Y_2^2 + (M \cdot Y_2^2 - \eta_2^2 (Y_1 + Y_2))^2}}{2\eta_2^2 M}}. \quad (5.34)$$

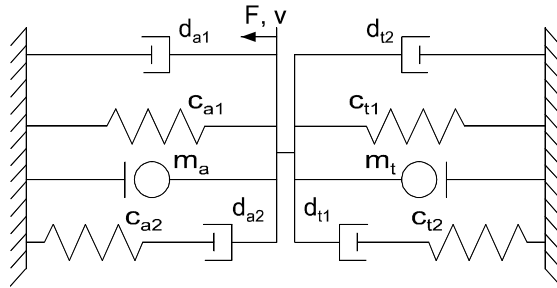
Diese von der Dehnungsamplitude unabhängige Resonanzfrequenz ergibt sich auch für die Erweiterung zum geometrisch nichtlinearen Modell (Gl.(5.32)). Durch eine statische Grunddehnung  $S_{z0}$  wird jedoch der Arbeitspunkt in einen steileren Bereich der Spannungs-Dehnungs-Kennlinie verschoben, was sich in einer Vergrößerung des Elastizitätsmodules  $Y_1$  äußert. Das Tangentenmodul  $Y_{1,AP}$  im Arbeitspunkt berechnet sich aus Gl. (5.17) zu

$$Y_{1,AP} = \frac{dT}{dS_z}(S_{z0}) = Y_1 \cdot \left(1 + (1 - S_{z0})^{-\frac{3}{2}}\right). \quad (5.35)$$

Die Resonanzfrequenz verschiebt sich hierdurch zu höheren Frequenzen.

### 5.2.5 Interaktion mit menschlichem Gewebe

Beim Einsatz von Elastomeraktoren als taktile Stimulatoren befinden sich diese im Kraftschluß mit dem Gewebe der menschlichen Hand. Die Aktoren, welche eine mechanische Impedanz darstellen, arbeiten also gegen eine mechanische Lastimpedanz (Bild 4.3).



**Bild 5.7:** Ersatzbild für einen Elastomerkörper im Kraftschluß mit der Haut

Hierdurch ergibt sich eine Parallelschaltung von Aktorimpedanz  $\underline{Z}_a$  und Gewebeimpedanz  $\underline{Z}_t$ , deren Addition auf die Gesamtimpedanz  $\underline{Z}_g$  führt. Wird das Gewebe ebenfalls als modifiziertes Modell eines Standard-Festkörpers betrachtet (Bild 5.7), ergibt sich für die Impedanz  $\underline{Z}_g$  des Gesamtsystems Gl. (5.36).

$$\underline{Z}_g = \underline{Z}_a + \underline{Z}_t \quad (5.36)$$

Bei Umrechnung in den komplexen Modul  $\underline{Y}_g$  des Gesamtsystems durch Überführung der konzentrierten in verteilte Parameter müssen die unterschiedlichen Dicken  $z_{a0}$  und  $z_{t0}$  von Aktor und Gewebe berücksichtigt werden:

$$\underline{Y}_g = \underline{Y}_a + \underline{Y}_t = j\omega \frac{1}{A_{z0}} (z_{a0} \underline{Z}_a + z_{t0} \underline{Z}_t). \quad (5.37)$$

Hierbei ist  $A_{z0}$  die der Aktorfläche entsprechende Berührfläche zwischen Haut und Aktor. Bei der Berechnung der mechanischen Spannung muß berücksichtigt werden, daß aufgrund der unterschiedlichen Dicken  $z_{a0}$  und  $z_{t0}$  verschiedene relative Dehnungen  $S_a$  und  $S_t$  von Aktor und Gewebe bei gleicher absoluter Dehnung  $dz$  entstehen.

$$\underline{T}_g = \underline{Y}_a \left[ \underline{S}_a + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1 - \underline{S}_a}} - 1 \right) \right] + \underline{Y}_t \left[ \underline{S}_t + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1 - \underline{S}_t}} - 1 \right) \right] = \underline{Y}_a \underline{S}_{na} + \underline{Y}_t \underline{S}_{nt} \quad (5.38)$$

Die Dehnung  $\underline{S}_t$  des Gewebes berechnet sich hierbei aus der Dehnung  $\underline{S}_a$  des Aktors gemäß

$$\underline{S}_t = -\underline{S}_a \frac{Z_{a0}}{Z_{t0}}. \quad (5.39)$$

Da der Stimulator im Betrieb kontrahiert, ist zum Erhalt des Kraftschlusses zwischen Gewebe und Stimulator während der Deformation eine Vorspannung  $T_0$  notwendig, welche eine Grunddehnung  $S_{t0}$  und  $S_{a0}$  von Gewebe und Aktor bewirkt.

$$T_0 = Y_{a1} \cdot \left( S_{a0} + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1-S_{a0}}} - 1 \right) \right) = Y_{t1} \cdot \left( S_{t0} + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1-S_{t0}}} - 1 \right) \right). \quad (5.40)$$

$S_{a0}$  und  $S_{t0}$  können nun numerisch berechnet werden. Die Grunddehnungen  $S_{t0}$  und  $S_{a0}$  bewirken eine Verschiebung des Arbeitspunktes in einen steileren Bereich der Spannungs-Dehnungs-Kennlinie. Eine Koordinatentransformation von Gl. (5.38) durch Verschiebung des Ursprunges in den neuen Arbeitspunkt (vergl. Gl. (5.19) und (5.20)) ergibt eine Veränderung der Terme  $\underline{S}_{na}$  und  $\underline{S}_{nt}$  zu

$$\underline{S}_{na} = \underline{S}'_a + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1-\underline{S}'_a - S_{a0}}} - \frac{1}{\sqrt{1-S_{a0}}} \right) \quad \text{und} \quad (5.41)$$

$$\underline{S}_{nt} = \underline{S}'_t + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1-\underline{S}'_t - S_{t0}}} - \frac{1}{\sqrt{1-S_{t0}}} \right). \quad (5.42)$$

### 5.3 Elektrisch-mechanische Kopplung

In den letzten Abschnitten wurde die einachsige Deformation eines Elastomerkörpers aufgrund einer äußeren mechanischen Spannung beschrieben. In diesem Abschnitt wird ein Modell für die elektrisch-mechanische Kopplung hergeleitet, woraus sich die Deformation in Abhängigkeit von der Betriebsspannung ergibt.

#### 5.3.1 Deformation aufgrund elektrostatischer Kraftwirkung

Der elektrostatische Druck, welcher zur Deformation des Elastomerfilmes führt, kann mit Hilfe des Prinzips der virtuellen Verrückung ( $dz \rightarrow 0$ ) bestimmt werden. Die mechanische Energie bei elastischer Verformung entspricht der Änderung  $dW_e$  der elektrischen Energie durch den Verformungsvorgang:



$$F \cdot dz = dW_e = \frac{1}{2} U^2 dC = \frac{1}{2} U^2 \epsilon_0 \epsilon_r \left( \frac{A + dA}{z - dz} - \frac{A}{z} \right). \quad (5.43)$$

Aus Gl. (5.3) ergibt sich für sehr kleine Dehnungen  $S_z$ :

$$S_A = S_z = \frac{dA_z}{A_z} = \frac{dz}{z} \quad (5.44)$$

und somit

$$dW_e = \frac{1}{2} U^2 \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A_z}{z} \cdot \frac{2dz}{z - dz}. \quad (5.45)$$

Für die mechanische Spannung  $T_e$  gilt dann (bei konst. elektrischer Spannung):

$$T_e \Big|_{U=\text{const}} = \frac{F(z)}{A(z)} = \frac{1}{A} \cdot \frac{dW_e^U}{dz} = \frac{1}{2} U^2 \epsilon_0 \epsilon_r \frac{2}{z(z - dz)}. \quad (5.46)$$

Für  $dz \rightarrow 0$  ergibt sich:

$$T_e = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{U^2}{z^2} = \epsilon_0 \epsilon_r E^2. \quad (5.47)$$

Gl. (5.47) entspricht der Gleichung für den elektrostatischen Druck auf das Dielektrikum eines Kondensators mit starren Elektroden multipliziert mit dem Faktor 2, welcher sich aus der Vergrößerung der Elektroden während der Deformation ableitet.

Der elektrostatische Druck  $T_e$  bewirkt eine Deformation des Elastomermaterials, wodurch der Elektrodenabstand  $z$  verringert wird, was rückwirkend zu einer Erhöhung von  $T_e$  führt. Die Abhängigkeit zwischen der an den Elektroden anliegenden elektrischen Spannung  $\underline{U}_c$  und der resultierenden Stauchung  $\underline{S}_z$ , ergibt sich durch Gleichsetzen der Beziehung (5.32) für die mechanische Materials Spannung  $T_m$  und der Beziehung (5.47) für den elektrostatischen Druck  $T_e$ :

$$\underline{U}_C = z \sqrt{\frac{T_m}{\epsilon_0 \epsilon_r}} = z_0 (1 - \underline{S}_z) \sqrt{\frac{1}{\epsilon_0 \epsilon_r} \underline{Y} \cdot \underline{S}_n} \quad (5.48)$$

### 5.3.2 Elektrischer Durchschlag aufgrund mechanischer Instabilitäten

Neben dem thermischen Durchschlag aufgrund dielektrischer Verluste und dem elektrischen Durchschlag aufgrund von Stoßionisation im Dielektrikum ist bei sehr weichelastischen Die-

lektrika ein weiterer Durchschlagmechanismus aufgrund mechanischer Instabilitäten zu beobachten. Mit zunehmender Stauchung  $S_z$  steigt der elektrostatische Druck schneller als die entgegengerichtete mechanische Spannung im Material. Übersteigt der elektrostatische Druck die Materialspegnung, wird das Dielektrikum aufgrund des Erreichens der material-spezifischen Bruchdehnung in Querrichtung zerstört, was zum Kurzschluß der Elektroden führt [73]. Dieser von elektrostatischen Luftspaltaktoren bekannte sogenannte Pull-In-Effekt tritt bei einer linearen Spannungs-Dehnungs-Kennlinie bei einer Dehnung von exakt  $S_z = 1/3$  auf [79]. Unter Berücksichtigung geometrischer Nichtlinearitäten kann die Maximaldehnung, bei welcher der beschriebene Effekt auftritt, wie im Folgenden gezeigt berechnet werden.

Aus Gl. (5.48) erhält man bei quasistatischer Betrachtung untenstehende Beziehung für die Abhängigkeit der Dehnung von der elektrischen Spannung  $U_C$ , der Schichtdicke des Dielektrikums  $z_0$ , dem E-Modul  $Y$ , sowie der Permittivität  $\epsilon_r$ .

$$\left(\frac{U_C}{z_0}\right)^2 \frac{\epsilon_0 \epsilon_r}{Y} = E_0^2 \frac{\epsilon_0 \epsilon_r}{Y} = (1 - S_z)^2 \cdot \left[ S_z + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1 - S_z}} - 1 \right) \right] = f(U_C, z_0, Y, \epsilon_r) \quad (5.49)$$

Gl. (5.49) wird in Bild 5.8 wiedergegeben. Bei der Maximaldehnung  $S_{z,\max}$ , bei welcher der Pull-In-Effekt auftritt, gilt:

$$\frac{dS_z}{df}(S_{z,\max}) \rightarrow \infty \quad (5.50)$$

oder

$$\frac{df}{dS_z}(S_{z,\max}) = 0. \quad (5.51)$$

Durch numerische Lösung erhält man für die Maximaldehnung:

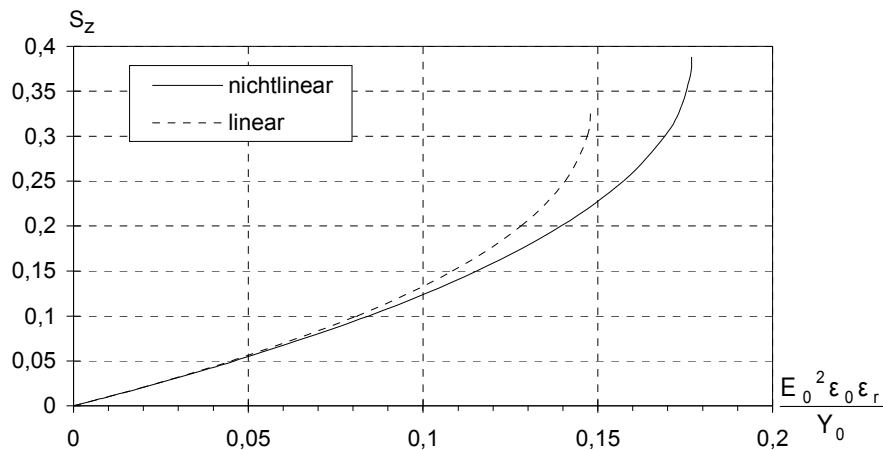
$$S_{z,\max} = 38,82\% .$$

Berücksichtigt man den aufgrund einer Vordehnung  $S_{z0}$  bewirkten veränderten Spannungs-Dehnungs-Verlauf (vergl. Abschnitt 5.2.1), so ergeben sich noch höhere maximal erreichbare Dehnungen. Für eine Vordehnung  $S_{z0} \rightarrow 100\%$  ergibt sich eine Maximaldehnung von

$$S_{z,\max} = 45\% .$$

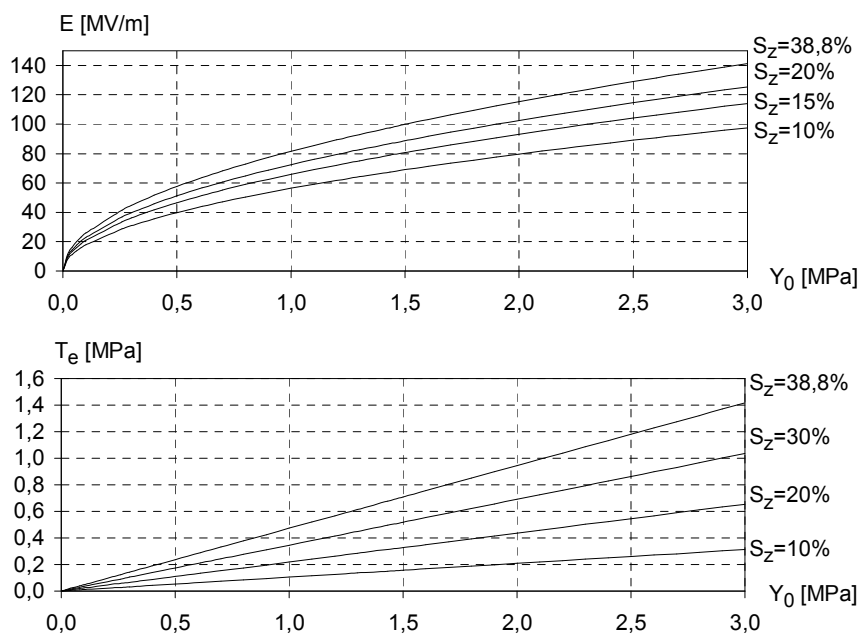
Dies ist eine mögliche Erklärung für die von PELRINE erreichten Dehnungen oberhalb 39 % (vergl. Tabelle 4.1). Eine weitere Erklärung findet sich in der Molekülstruktur der Elastome-

re. Das Modell wurde unter Annahme eines konstanten, dehnungsunabhängigen Elastizitätsmoduls in den drei Körperdimensionen erstellt. Bei starker Dehnung entwirren sich jedoch die Molekülketten, bis sie vollständig gestreckt sind, wodurch die Elastizitätsgrenze erreicht wird. Die Spannungs-Dehnungs-Kennlinie verläuft somit in diesem Bereich wesentlich steiler, als vom Modell vorhergesagt.



**Bild 5.8:** Dehnung in Abhängigkeit von Feldstärke, Permittivität und Elastizitätsmodul

Bild 5.9 zeigt die zur Erreichung unterschiedlicher Dehnungen erforderliche Feldstärke  $E$  in Abhängigkeit vom Elastizitätsmodul  $Y_0$  sowie den zugehörigen elektrostatischen Druck  $T_e$ . Die obere Kurve entspricht jeweils den bei Berücksichtigung des Pull-In-Effektes erreichbaren Maximalwerten.



**Bild 5.9:** Feldstärke und elektrostatischer Druck in Abh. von  $Y_0$  bei versch. Dehnungen  $S_z$

Wird der Aktor im Bereich der Resonanzfrequenz des mechanischen Systems betrieben, so kann aufgrund der hier vorliegenden Resonanzüberhöhung eine mechanische Instabilität auch dann auftreten, wenn die Dehnung beim Betrieb mit Gleichspannung gleicher Amplitude deutlich unterhalb von  $S_{z,\max}$  liegt.

Zur Ermittlung der Aktordehnung in Abhängigkeit von der Ladung wird zunächst die dehnungsabhängige Kapazität (Gl. (5.52)) berechnet.

$$C(S_z) = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{z} = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A_0 + dA}{z_0 - dz} = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A_0 \left(1 + \frac{dA}{A_0}\right)}{z_0 \left(1 - \frac{dz}{z_0}\right)} = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A_0 (1 + S_A)}{z_0 (1 - S_z)} \quad (5.52)$$

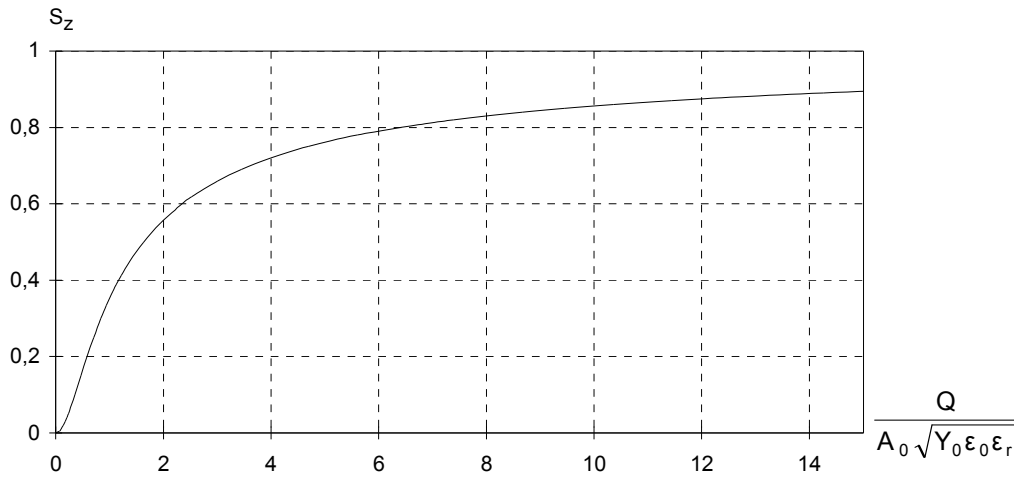
Mit Gl. (5.3) erhält man:

$$C(S_z) = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A_0}{z_0} \frac{1}{(1 - S_z)^2}. \quad (5.53)$$

Die Abhängigkeit der Längsstauchung  $S_z$  von der Ladung  $Q$ , der ursprünglichen Elektrodenfläche  $A_0$ , dem Elastizitätsmodul  $Y$  sowie der Permittivität  $\epsilon_r$  berechnet sich aus Gl. (5.49) und Gl. (5.52) mit der Beziehung  $Q = C \cdot U$  gemäß Gl. (5.54).

$$\frac{Q}{A_0 \sqrt{Y \epsilon_0 \epsilon_r}} = \frac{1}{1 - S_z} \sqrt{S_n} = \frac{1}{1 - S_z} \cdot \sqrt{S_z + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1 - S_z}} - 1 \right)} = f(Q, A_0, Y, \epsilon_r) \quad (5.54)$$

Betrachtet man diese in Bild 5.10 dargestellte Beziehung, so erkennt man, daß hier kein Pull-In-Effekt auftritt. Die Dehnung läuft für zunehmende Aktorladung vielmehr asymptotisch gegen 100 %, theoretisch sind mit einer idealen Ladungsquelle somit sämtliche Aktordehnungen realisierbar, sofern die maximal zulässige materialspezifische Bruchdehnung sowie die elektrische Durchbruchfeldstärke nicht erreicht werden. Beim Betrieb mit einer Ladungsquelle entstehen jedoch Fehler aufgrund parasitärer Widerstände, über welche Ladungen abfließen können. Der Ladungszustand eines Aktors muß somit zwecks Regelung z.B. mittels einer Kapazitätsmessung ständig erfaßt werden, was jedoch wiederum einen Ladungsabfluß begünstigt.

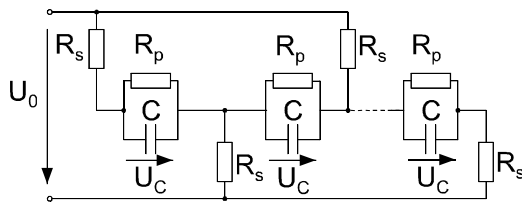


**Bild 5.10:** Dehnung in Abhängigkeit von der Ladung

## 5.4 Elektrisches Modell

Im vorangegangenen Abschnitt wurde die Deformation des Elastomerfilmes als Funktion des Spannungsabfalles  $\underline{U}_C$  an den Elektroden hergeleitet. In diesem Abschnitt soll gezeigt werden, wie sich  $\underline{U}_C$  aus der Betriebsspannung  $\underline{U}_0$  berechnet und welche Bedingungen für die Abstimmung eines Aktorarrays mit  $n$  Elementen eingehalten werden müssen.

Bild 5.11 zeigt das elektrische Ersatzschaltbild eines einzelnen Elastomeraktorstapels bestehend aus seiner dehnungsabhängigen Kapazität  $C(S_z)$  sowie den Zuleitungswiderständen  $R_s$  und Parallelwiderständen  $R_p$  aufgrund der Leitfähigkeit des Dielektrikums.



**Bild 5.11:** Elektrisches Ersatzschaltbild eines Elastomerstapelaktors

Der Spannungsabfall  $\underline{U}_C$  zwischen gegenüberliegenden Elektroden berechnet sich zu

$$\underline{U}_C = \underline{U}_0 \cdot \frac{1}{1 + 2R_s \left( j\omega C(S_z) + \frac{1}{R_p} \right)}. \quad (5.55)$$

Mit der dehnungsabhängigen Kapazität  $C(S_z)$  (Gl. (5.52)) ergibt sich Gl. (5.56).

$$\underline{U}_C = \underline{U}_0 \cdot \frac{1}{1 + 2R_s \left( j\omega \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A_0}{z_0} \frac{1}{(1 - \underline{S}_z)^2} + \frac{1}{R_p} \right)}. \quad (5.56)$$

Die elektrische Grenzfrequenz  $f_g$ , welche abhängig von der Dehnungsamplitude  $\hat{S}_z$  ist, ergibt sich aus

$$\left| \frac{\underline{U}_C}{\underline{U}_0} \right|_{f_g} = \frac{1}{\sqrt{2}} \quad (5.57)$$

wie folgt

$$f_g = \frac{z_0 (1 - \hat{S}_z)^2}{4\pi R_s \varepsilon_0 \varepsilon_r A_0} \sqrt{2 - \left( 1 + \frac{2R_s}{R_p} \right)^2}. \quad (5.58)$$

Bei einem spezifischen Widerstand  $R_p \gg R_s$  wird der Term unter der Wurzel zu eins. Da  $\hat{S}_z$  selbst eine Funktion der Frequenz ist, wird hier bei Annahme des ungünstigsten Falles zur Vereinfachung

$$\hat{S}_z = \hat{S}_z(\omega \rightarrow 0) \quad (5.59)$$

gesetzt. Der Wert für die quasistatische Stauchung  $\hat{S}_z$  kann aus Gl. (5.49) ermittelt werden.

Bei einer Zeilen-Spaltenabtastung der Elemente einer Aktormatrix müssen die Lade- und Entladezeiten berücksichtigt werden, aus welchen sich die maximale Abtastfrequenz ermitteln läßt. Die Anstiegs- bzw. Abfallzeit  $t_{rf}$  zur Ladung bzw. Entladung der Kapazität über den Zuleitungswiderstand  $R_s$  von  $U_{\min}$  auf  $U_{\max}$  bei der Betriebsspannung  $U_0$  berechnet sich nach Gl. (5.60). Als Kapazität wurde der Maximalwert  $\hat{C}$  nach Beendigung des Ladevorganges angenommen.

$$t_{rf} = \left( \ln \frac{U_{\max}}{U_0} - \ln \frac{U_{\min}}{U_0} \right) \cdot R_s \hat{C} \quad (5.60)$$

Die Haltezeit  $t_h$ , während welcher sich ein Aktor über den Parallelwiderstand  $R_p$  von  $U_{\max}$  auf  $U'_{\max}$  der Maximalspannung entlädt berechnet sich gemäß

$$t_h = \left( \ln \frac{U_{\max}}{U_0} - \ln \frac{U'_{\max}}{U_0} \right) \cdot R_p \hat{C} \quad (5.61)$$

Der wählbare Bereich für die Wiederholfrequenz  $f_w$  einer aus  $n$  Aktoren bestehenden Matrix berechnet sich somit zu

$$\frac{1}{n \cdot t_{rf}} \geq f_w \geq \frac{1}{t_h} \quad (5.62)$$

Liegt die Wiederholfrequenz in diesem Bereich, so ist sichergestellt, daß sich ein Aktor während der Abtastung der anderen Aktoren nicht auf weniger als  $U'_{\max}$  der Maximalspannung  $U_0$  entlädt und sich beim Kurzschließen bis auf höchstens  $U_{\min}$  der Ausgangsspannung entladen kann. Zur Erfüllung des Abtasttheorems gilt für die maximale Frequenz  $f_g$  eines einzelnen Aktors:

$$f_g < \frac{1}{2} f_w. \quad (5.63)$$

## 5.5 Energiedichte

Die Änderung der Dehnungsenergie  $dW$  berechnet sich aus der Änderung der Dehnung  $dS_z$  nach Gl. (5.64).

$$dW = F \cdot dz = T(S_z) \cdot A(S_z) \cdot z_0 \cdot dS_z \quad (5.64)$$

Die auf das Volumen bezogene Energiedichte  $w$  berechnet sich aus der Dehnungsenergie  $W$  sowie dem Volumen  $V$  des Aktors (Gl. (5.65)).

$$w = \frac{W}{V} = \frac{W}{x_0 y_0 z_0} = \frac{W}{A_0 z_0} \quad (5.65)$$

Die Beziehungen (5.3) und (5.17) eingesetzt in Gl. (5.64) ergeben mit Gl. (5.65):

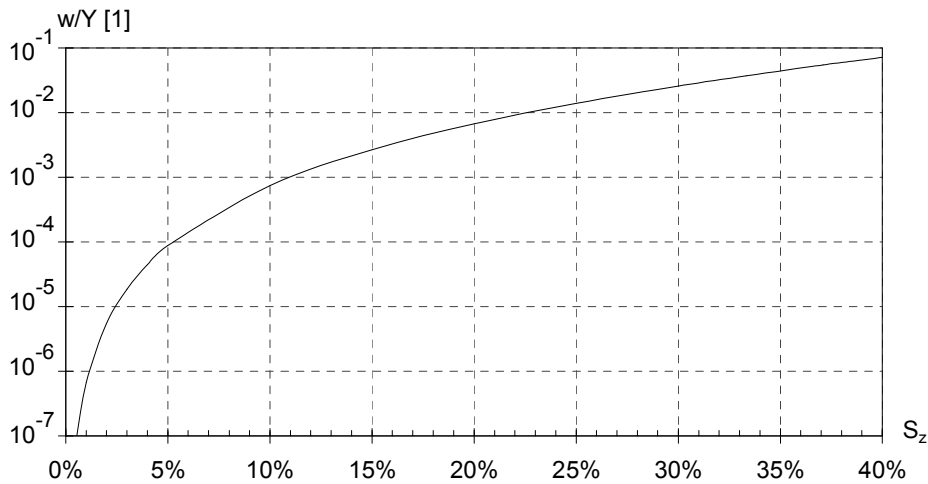
$$dw = Y \cdot \frac{S_z \left[ S_z + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1-S_z}} - 1 \right) \right]}{1-S_z} \cdot dS_z. \quad (5.66)$$

Die Energiedichte  $w$  bei quasistatischer Deformation in Abhängigkeit von der Dehnung  $S_z$  sowie dem Elastizitätsmodul  $Y$  erhält man durch Integration von Gl. (5.66):

$$w = \frac{1}{2} Y \left( \frac{16}{\sqrt{1-S_z}} + \left( 2 - \frac{8}{\sqrt{1-S_z}} \right) S_z - S_z^2 + 2 \cdot \ln(1-S_z) - 16 \right). \quad (5.67)$$

Bild 5.12 zeigt die auf  $Y$  normierte Energiedichte in Abhängigkeit von der Stauchung  $S_z$ . Die spezifische Energiedichte  $w_s$  berechnet sich mit der Dichte  $\rho \approx 1 \text{ g/cm}^3$  von Elastomeren gemäß

$$w_s = \frac{w}{\rho}. \quad (5.68)$$



**Bild 5.12:** Auf  $Y$  normierte Energiedichte als Funktion der Dehnung

## 5.6 Beschränkungen des Modells

Das in den vorangegangenen Abschnitten vorgestellte Modell beschränkt sich auf die dynamische einachsige Stauchung eines Elastomerkörpers aufgrund elektrostatischer Feldkräfte in Interaktion mit einer externen mechanischen Lastimpedanz. Hierbei wird angenommen, daß sich die Elektroden bis an den Rand des Dielektrikums erstrecken. Zur Vermeidung von Kurzschlüssen zwischen benachbarten Elektroden befindet sich jedoch am Rand des realen Aktors passives Elastomermaterial. Durch planare Vorspannung des Aktors kann der Einfluß des passiven Materials minimiert werden, wie an Einzelschichtaktoren nachgewiesen wurde. Bei fehlender planarer Vorspannung vermindert der Einfluß des passiven Materials die Flächendehnung des Aktors sowie die Längsstauchung verstärkt in den Randbereichen der Elektroden. Es resultieren ein nicht konstanter Dehnungsverlauf über die Elektrodenfläche und ein somit inhomogener Verlauf des E-Feldes, was wiederum zu einem ortsabhängigen elektrostatischen Druck führt. Die hierdurch bewirkten komplexen Spannungs-Dehnungs-



Verteilungen im Kontinuum können nur mit Hilfe einer Finite-Elemente(FE)-Simulation mit integrierter Feldsimulation ermittelt werden. Das Modell kann jedoch herangezogen werden, um die für eine FE-Simulation benötigten Materialparameter durch meßtechnische Charakterisierung eines Probekörpers zu ermitteln.

Neben den im Modell berücksichtigten geometrischen Nichtlinearitäten treten bei realen Elastomeren materialspezifische Nichtlinearitäten in Erscheinung, welche sich in der Struktur des Polymernetzwerks begründen. Die materialspezifischen Nichtlinearitäten können durch Messung des Spannungs-Dehnungs-Verhaltens und anschließende Parameteridentifikation anhand eines von MOONEY und RIVLIN entwickelten Materialmodells ermittelt werden [107]. FEM-Simulationsprogramme, wie z.B. ANSYS<sup>®</sup> bieten die Möglichkeit der Berechnung mit Hilfe dieses Materialmodells.

Das in den vorigen Abschnitten hergeleitete Modell berücksichtigt nicht den bei Elastomeren auftretenden plastischen Verformungsanteil, den sogenannten Druckverformungsrest. Der Druckverformungsrest ist abhängig von der Zeitdauer und der Amplitude der Deformation sowie von der Materialtemperatur während der Deformation. Bei Silikonen ist der Druckverformungsrest sehr gering und wird daher bei den Betrachtungen vernachlässigt. Das elektrostatische Feld wird als homogen angenommen und Randeffekte aufgrund des großen Verhältnisses von Elektrodenfläche zu Dicke des Dielektrikums vernachlässigt. Es wird vorausgesetzt, daß die Elektroden eine vollständige Flächendeckung auch während der Dehnung erzeugen und daß nach dem Kurzschließen des Aktors keine remanenten Ladungen auf der Elastomeroberfläche verbleiben. Untersuchungen von [18] zeigten jedoch, daß bei Verwendung eines elektrolytischen Fluides höhere elektrostatische Drücke erzeugt werden als bei Pulverelektroden. Dies läßt auf eine verringerte Ladungsdichte aufgrund von Lücken in den Partikelelektroden schließen, welche vermutlich auch die Größe der remanenten Ladung beeinflussen.

Die Permittivität  $\epsilon_r$  wurde im Modell als konstant angenommen, zeigt in der Realität jedoch eine Abhängigkeit von Frequenz, Temperatur und Dehnung.

Mit zunehmender Dicke des Aktorstapels steigt bei gleichbleibender Dehnung des Stapels die Dehnung der Zuleitungen zu Elektroden der äußeren Schichten, was sich in einer Erhöhung des Widerstandes  $R_s$  in Gl. (5.56) und somit in einer Verringerung der elektrischen Grenzfrequenz der äußeren Aktorschichten äußert.

## 6 Dimensionierung der Stimulatoren und Materialwahl

In diesem Kapitel soll die Dimensionierung eines elektrostatischen Stimulators mit elastischem Dielektrikum an einem Beispiel durchgeführt werden. Hierzu werden die in Kapitel 2 definierten Anforderungen an den Amplitudenverlauf zur Stimulation sämtlicher Mechanozeptoren zugrundegelegt (siehe Bild 2.5). Die quasistatische Auslenkung des Stimulators wurde mit 2 mm um 0,5 mm höher festgelegt, als zur Reizung aller SA-II-Rezeptoren erforderlich. Bei Annahme einer realisierbaren Dehnung von 20 % läßt sich diese Auslenkung mit einer Stimulatorhöhe von 10 mm erreichen. Neben der Dimensionierung der Stimulatoren erfolgt die Auswahl des Elektrodenmaterials sowie des Elastomers zur Herstellung der dielektrischen Filme.

Zur Bestimmung des Lastverhaltens des mit dem Fingergewebe in Kraftschluß befindlichen Stimulators wird die Modellbildung aus Abschn. 5.2.5 herangezogen. Hierzu sind zunächst die mechanischen Eigenschaften des Gewebes zu ermitteln. Aus der ermittelten Gewebeelastizität läßt sich die erforderliche Elastomerhärte ermitteln. Da die Elastomerhersteller meist die dynamischen Materialeigenschaften nicht spezifizieren, sind nach Auswahl eines Elastomers geeigneter Härte die dynamischen Materialparameter zu ermitteln. Zur Ermittlung der statischen und dynamischen Materialeigenschaften werden entsprechende Meßanordnungen aufgebaut. Aus den Parametern von Gewebe und Elastomer läßt sich schließlich das dynamische Lastverhalten des Gesamtsystems berechnen.

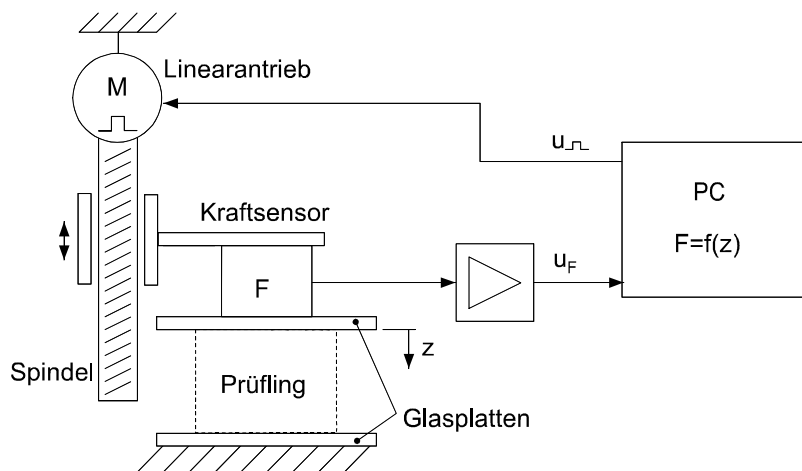
### 6.1 Konzeption der Meßanordnungen

#### 6.1.1 Meßanordnung zur Bestimmung des Spannungs-Dehnungs-Verhaltens

Das Spannungs-Dehnungsverhalten von Elastomeren wird nach DIN 53540 im Zugversuch durchgeführt. Hierbei wird ein Probekörper in Form eines Schulterstabes mit genormten Abmessungen einachsigt gedehnt und die Zugspannung aus den Dehnungskräften berechnet. Da die Spannungs-Dehnungs-Kennlinie für Elastomere jedoch nicht ursprungssymmetrisch ist, kann aus der Zugbelastungskurve die Druckbelastungskurve nicht mit hinreichender Genauigkeit bestimmt werden. Einen Lösungsansatz bietet [123], hier wird mittels einer aufwendigen Vorrichtung eine kreisförmige Elastomerplatte zweiachsigt gedehnt, was dem Belastungsfall der einachsigen Kontraktion entspricht. Hierbei werden Reibungskräfte an den Kontaktflächen aufgrund der Querdehnung vermieden, wie sie bei Druckbelastung auftreten.

Im Rahmen dieser Arbeit wird das Spannungs-Dehnungs-Verhalten dennoch im Druckversuch ermittelt, wobei der Probekörper zwischen mit einem Schmiermittel (Vaseline oder Silikonöl) beschichtete Glasplatten gebracht wird. Hierdurch kann der systematische Fehler

aufgrund von Reibungseffekten verringert werden. Bei fehlender Schmierung wölbt sich ein zylindrischer Elastomer-Probenkörper seitlich auf, es wurde hier eine gegenüber geschmierten Glasplatten um 30 % größere Steigung der Spannungs-Dehnungs-Kennlinie im Ursprung gemessen [131]. Zur Bestimmung der Spannungs-Dehnungs-Kennlinie wird ein Kraftsensor (Nennkraft: 50 N) mittels eines Positioniertisches (Schrittweite 2,5  $\mu\text{m}$ ) gegen den Prüfkörper gefahren (Bild 6.1). Der Meßplatz wird über einen Rechner mit der Software LABVIEW<sup>®</sup> angesteuert, wodurch eine automatisierte Messung während mehrerer Be- und Entlastungszyklen ermöglicht wird. Die Meßdaten werden über eine Analogkarte an den Rechner übergeben. Die gemessene Kraft-Weg-Kennlinie weist aufgrund des Meßweges des Kraftsensors einen systematischen Fehler auf. Der kraftabhängige Meßweg des Sensors, welcher einer Federkennlinie entspricht, wird daher in einer Referenzmessung ermittelt und von der gemessenen Kennlinie subtrahiert. Der Spannungs-Dehnungs-Verlauf wird aus den Meßwerten sowie der Probekörpergeometrie ermittelt.



**Bild 6.1:** Meßplatz zur Aufnahme von Spannungs-Dehnungs-Kennlinien bei einachsiger Stauchung

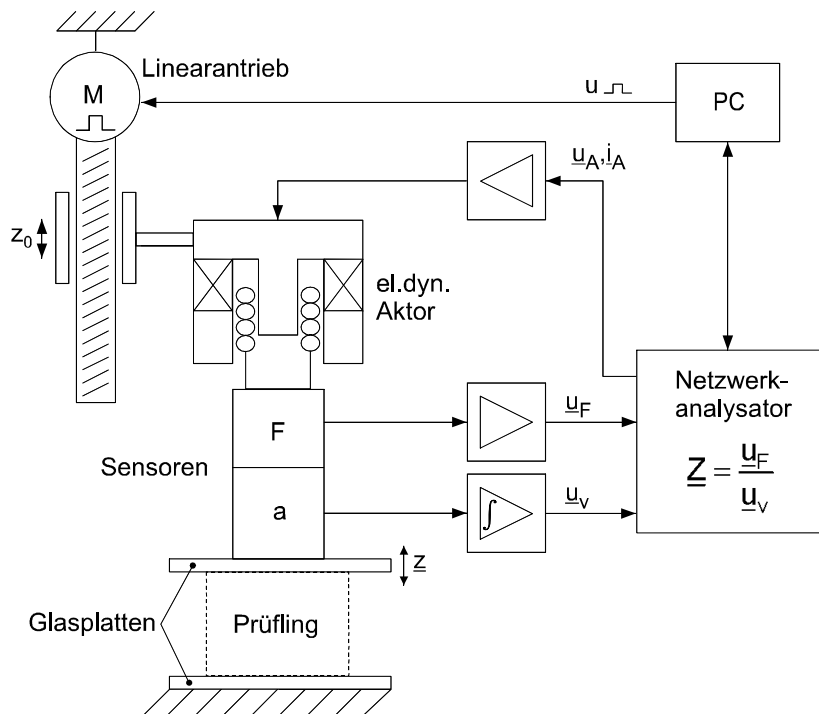
### 6.1.2 Meßanordnung zur Bestimmung der mechanischen Impedanz

Zur Aufnahme der mechanischen Impedanz dient ein Meßkopf bestehend aus einem piezoelektrischen Kraft-, sowie Beschleunigungssensor, welche mit einem elektrodynamischen Schwinger gekoppelt sind. Der Meßkopf ist an einem rechnergesteuerten Positioniertisch befestigt und kann so gegen das Meßobjekt gefahren werden. Die zur Messung benötigte quasistatische Offsetkraft kann mit dem piezoelektrischen Kraftsensor nicht ermittelt werden. Ein am Meßkopf angebrachter Hallsensor erfaßt daher die statische Auslenkung  $z_0$  des Schwingers, aus welcher die Offsetkraft bestimmt werden kann. Die Sensorsignale des Meßkopfes werden durch Ladungsverstärker verstärkt, wobei das Beschleunigungssignal integriert wird. Ein Netzwerkanalysator steuert über einen Verstärker den elektrodynamischen

Schwinger mit einer sinusförmigen Spannung variabler Frequenz an und bildet aus den Meßwerten den der mechanischen Impedanz entsprechenden Quotienten

$$Z_{\text{mech}}(\omega) = \frac{F}{\int a \cdot dt}(\omega) = \frac{F}{v}(\omega). \quad (6.1)$$

Ein Rechner übermittelt Meßparameter an den Netzwerkanalysator, welcher nach dem Meßvorgang die Meßdaten an den Rechner übergibt. Die Kontaktflächen zum Meßobjekt werden von zwei Glasplatten gebildet, auf welchen ein Schmiermittel aufgebracht ist (vergl. Abschnitt 6.1.1). Bild 6.2 zeigt eine schematische Darstellung der Meßanordnung. Das Meßergebnis weist einen systematischen Fehler aufgrund der Masse des Stößels inklusive der Glasplatte auf. Die Masse wird in einer Referenzmessung ermittelt und vom Meßergebnis subtrahiert (s. Anhang B).



**Bild 6.2:** Meßanordnung zur Bestimmung der mechanischen Impedanz

Die Anordnung zur Messung der mechanischen Impedanz wurde in weiten Teilen der Arbeit von BLECHSCHMIDT entnommen [9]. Hier ist auch eine detailliertere Beschreibung der unter LABVIEW<sup>®</sup> programmierten Meßsoftware zu finden.

## 6.2 Voruntersuchungen zur Bestimmung der Gewebeeigenschaften

Das statische und dynamische Verhalten des Stimulators ist abhängig von der mechanischen Lastimpedanz des mit dem Stimulator in Kraftschluß stehenden Gewebes. Für die Dimen-

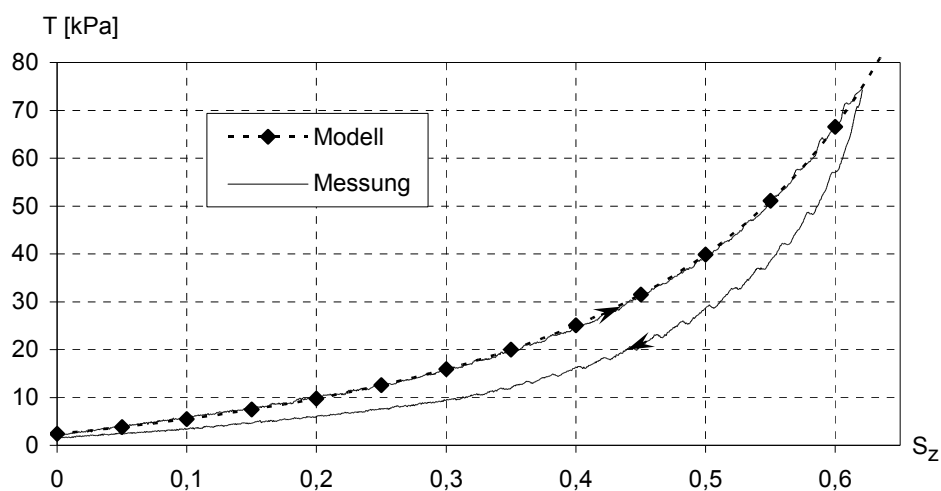
sionierung eines Stimulators sowie zur Ermittlung des Gesamtverhaltens ist daher die Ermittlung der mechanischen Gewebeeigenschaften notwendig. Da die Gewebeeigenschaften abhängig von der Körperregion sind und starken individuellen Schwankungen unterworfen sind, sind für ihre Ermittlung mit statistischer Absicherung eine hohe Anzahl an Messungen an einer großen Grundgesamtheit von Testpersonen durchzuführen [10].

Im Rahmen dieser Arbeit soll eine beispielhafte Dimensionierung für die Gewebeeigenschaften einer einzelnen Testperson durchgeführt werden.

### 6.2.1 Spannungs-Dehnungs-Verhalten des Gewebes an der Fingerbeere

Zur Ermittlung des Spannungs-Dehnungs-Verhaltens des Gewebes mit Hilfe der in Abschn. 6.1.1 beschriebenen Meßanordnung wird zunächst der Kraft-Weg-Verlauf bei einachsiger Deformation der Haut mit einem zylindrischen Stößel von 5 mm Durchmesser bestimmt. Auf die Kontaktstelle zwischen Stößel und Haut wird ein Schmiermittel aufgebracht. Die Spannungs-Dehnungs-Kennlinie wird in 5 Be- und Entlastungszyklen ermittelt. Die Deformationsgeschwindigkeit beträgt  $100 \mu\text{m/s}$ . Zur Minimierung des Meßfehlers aufgrund von Bewegungen der Versuchsperson wird der Finger am Fingergelenk unterhalb der Fingerbeere eingespannt. Ein weiterer Meßfehler entsteht durch den Pulsschlag der Versuchsperson (regelmäßige Zacken in der Meßkurve).

Bild 6.3 zeigt den gemessenen Spannungsverlauf in Abhängigkeit von der Gewebedeformation im Mittelpunkt der Fingerbeere des Zeigefingers einer Versuchsperson im Vergleich zur Modellkurve. Die Meßkurve weist eine Hysterese auf, welche auf die Reibung an der Kontaktfläche zwischen Meßstößel und Haut sowie auf die Dämpfung des Gewebes zurückzuführen ist (vergl. Bild 5.7).



**Bild 6.3:** Hysteresebehaftete Spannungs-Dehnungs-Kennlinie des Gewebes in der Mitte der Fingerbeere

Da das Körpergewebe vorwiegend aus Wasser besteht und nahezu inkompressibel ist, wird zur Ermittlung der quasistatischen Spannungs-Dehnungs-Beziehung unter Berücksichtigung der geometrischen Nichtlinearitäten der Vergleich mit Gl. (5.17) herangezogen. Zur Anpassung der Modellkurve an die Meßkurve durch Minimierung der Fehlerquadrate wurde neben dem Elastizitätsmodul  $Y_{t0}$  auch die unbekannte Gewebedicke  $z_{t0}$  variiert. Da der Verlauf der Entlastungskennlinie abhängig von der Maximaldehnung ist, wird zur Kurvenanpassung die Belastungskennlinie herangezogen.

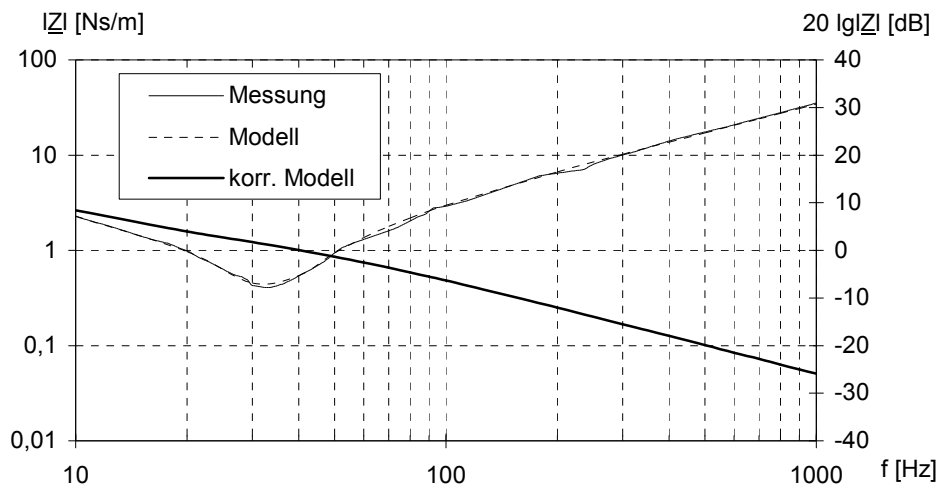
Die Modellkurve konnte mit einem mittleren Fehler von 2,3 % v. M. an die meßtechnisch ermittelte Belastungskurve angepaßt werden. Aus dem Modellvergleich ergeben sich für das Gewebe an der Fingerbeere ein Elastizitätsmodul von  $Y_{t0} = 22,53 \text{ kPa}$  sowie eine Gewebedicke zwischen Hautoberfläche und Fingerknochen von  $z_{t0} = 4,8 \text{ mm}$ . Für die Abhängigkeit zwischen mechanischer Gewebespannung und Gewebedeformation ergibt sich somit Gl. (6.2).

$$T = Y_{t0} \cdot \left[ S_z + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1 - S_z}} - 1 \right) \right] = 22,53 \text{ kPa} \cdot \left[ \frac{dz}{4,8 \text{ mm}} + 2 \left( \frac{1}{\sqrt{1 - \frac{dz}{4,8 \text{ mm}}}} - 1 \right) \right] \quad (6.2)$$

### 6.2.2 Mechanische Impedanz des Gewebes an der Fingerbeere

Zur Ermittlung der dynamischen Eigenschaften des Gewebes wurde mit Hilfe der in Abschnitt 6.1.2 beschriebenen Meßanordnung die mechanische Gewebeimpedanz im Mittelpunkt der Fingerbeere ermittelt. Hierbei wurde ein am Impedanzmeßkopf befestigter runder Stößel von 5 mm Durchmesser mit einer statischen Kraft von 0,5 N gegen das Gewebe gedrückt und der Quotient aus Kraft  $\underline{F}$  und Deformationsgeschwindigkeit  $\underline{y}$  bestimmt.

Bild 6.4 zeigt den Betragsverlauf der gemessenen Impedanz  $|\underline{Z}_{\text{mech}}|$  im Vergleich zur Impedanzkurve des mechanischen Modells nach Bild 5.6. Die Modellkurve wurde durch Variation der Parameter unter MATHEMATICA<sup>®</sup> an die Meßkurve angepaßt. Die maximale Abweichung zwischen Meßkurve und Modellkurve beträgt 1 dB. Aufgrund des Meßstößels, welcher unterhalb der Sensoren befestigt ist, entsteht ein systematischer Meßfehler (vergl. Abschn. 6.1.2). Die Masse des Stößels, welche in der gemessenen Gesamtimpedanz enthalten ist, wird durch eine Leerlaufmessung ermittelt und von der Gesamtimpedanz subtrahiert, wodurch sich der korrigierte Impedanzverlauf ergibt (s. Anhang B).



**Bild 6.4:** Gemessene Gewebeimpedanz (Stößel- $\varnothing = 5\text{ mm}$ ) sowie Modellvergleich

Durch Multiplikation der Parameter mit dem Quotienten  $z_{t0}/A$  aus Gewebedicke und Anregungsfläche ergeben sich die gewebespezifischen, geometrieunabhängigen Größen  $Y_{t1}$ ,  $Y_{t2}$ ,  $\eta_{t1}$ ,  $\eta_{t2}$ ,  $M_{t1}$ , welche zur Bestimmung des Gesamtverhaltens des Systems bestehend aus Stimulator und Haut benötigt werden. Aufgrund der für die Messung benötigten Vorspannung wird der Arbeitspunkt während der Messung in einen steileren Bereich der Spannungs-Dehnungs-Kennlinie verschoben, was zu einer höheren gemessenen Steifigkeit  $Y_{t1} = 118153\text{ Pa}$  führt. Dieser Parameter wird daher aus der quasistatischen Messung übernommen. In Tabelle 6.1 sind die aus der korrigierten Impedanzmessung ermittelten Gewebeparameter dargestellt.

**Tabelle 6.1:** Gewebeparameter an der Fingerbeere einer Versuchsperson

$Y_{t1}$ [Pa]	$Y_{t2}$ [Pa]	$\eta_{t1}$ [Pa s]	$\eta_{t2}$ [Pa s]	$M_{t1}$ [Pa s <sup>2</sup> ]
22 530	135 438	0	576	0

Die beste Kurvenübereinstimmung ergibt sich für  $\eta_{t1} = M_{t1} = 0$ . Im betrachteten Frequenzbereich kann also das Gewebe mit dem Modell des Standardfestkörpers (vergl. Bild 5.5) beschrieben werden.

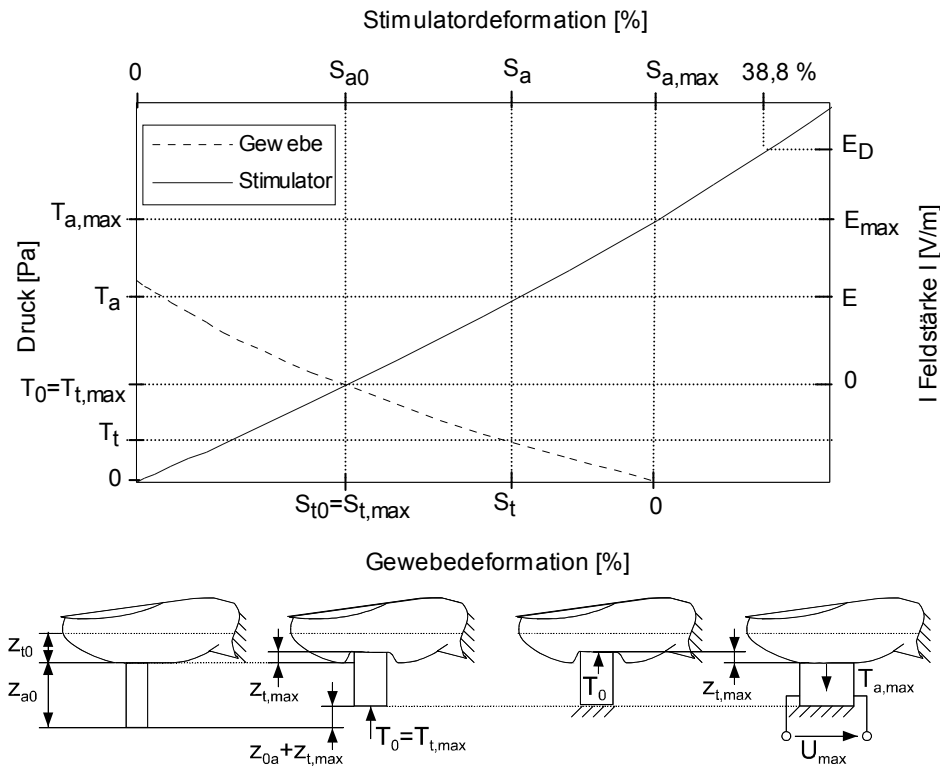
### 6.3 Ermittlung der erforderlichen Materialeigenschaften

Aus den ermittelten Gewebeparametern kann nun entsprechend den Anforderungen ein Stimulator dimensioniert werden, dessen Verhalten vorwiegend von den mechanischen und elektrischen Eigenschaften des Dielektrikums sowie dem Flächenwiderstand der Zuleitungen zu den Elektroden abhängt.

### 6.3.1 Anforderungen an das Dielektrikum

#### Mechanische Eigenschaften

Die erreichbare Gewebedeformation hängt im Wesentlichen von der Härte des verwendeten Elastomers ab. Bild 6.5 soll die Konstruktion der Arbeitskennlinie eines Stimulators unter Belastung mit der Gewebeimpedanz verdeutlichen. Der Stimulator wird mit einer Vorspannung  $T_0 = T_{t,max}$  gegen das Gewebe gedrückt. Stimulator und Gewebe werden hierdurch entsprechend ihrer Elastizitätsmodule  $Y_{a0}$  und  $Y_{t0}$  unterschiedlich stark gestaucht (Dehnungen  $S_{a0}$  bzw.  $S_{t0}$ ). Durch die von der Betriebsspannung  $U$  bewirkte Feldstärke  $E$  wird der Stimulator zusätzlich gestaucht, hierbei verringert sich die mechanische Spannung  $T_t$  zwischen Haut- und Stimulatoroberfläche bis das Gewebe bei der Feldstärke  $E_{max}$  vollständig entspannt ist.



**Bild 6.5:** Arbeitskennlinie eines Stimulators für den quasistatischen Betrieb

Zur Konstruktion der Arbeitskennlinie wird wie folgt vorgegangen. Aus der gewünschten maximalen Gewebedeformation  $S_{t,max} = z_{t,max} / z_{t0}$  wird aus Beziehung (6.2) die benötigte Vorspannung  $T_0$  berechnet. Aus der Spannungs-Dehnungs-Beziehung für das Elastomermaterial lässt sich die durch  $T_0$  bewirkte Grunddehnung  $S_{a0}$  des Stimulators bestimmen (Gl. (6.3)).



$$T_0 = T_{t,\max} = Y_{a0} \left( \frac{S_{a0}}{2} + \frac{1}{\sqrt{1-S_{a0}}} - 1 \right) \quad (6.3)$$

Die für die vollständige Entlastung des Gewebes erforderliche Stimulatorstauchung  $S_{a,\max}$  berechnet sich zu

$$S_{a,\max} = \frac{Z_{t,\max}}{Z_{a0}} = \frac{Z_{a,\max}}{Z_{a0}} \quad S_{a,\max} = \frac{Z_{t,\max}}{Z_{a0}} = \frac{Z_{a,\max} + Z_{0a}}{Z_{a0}} \quad (6.4)$$

mit der ursprünglichen Aktorhöhe  $z_{a0}$ . Die verbleibende Gewebedehnung  $S_t$  in Abhängigkeit von der Stimulatordehnung  $S_a$  berechnet sich nach Beziehung (6.5).

$$S_t = (S_{a,\max} - S_a) \frac{Z_{a0}}{Z_{t0}} \quad (6.5)$$

Für den durch den Stimulator bewirkten Druck  $T_t$  auf das Gewebe mit der ursprünglichen Dicke  $z_{t0}$  in Abhängigkeit von der Stimulatorstauchung  $S_a$  ergibt sich aus Gl. (6.5) und Gl. (6.2):

$$T_t = Y_{t0} \left( \frac{(S_{a,\max} - S_a) \frac{Z_{a0}}{Z_{t0}}}{2} + \frac{1}{\sqrt{1 - (S_{a,\max} - S_a) \frac{Z_{a0}}{Z_{t0}}}} - 1 \right) \quad (6.6)$$

Die Wahl eines Elastomers mit hohem Härtegrad bietet den Vorteil, daß der Stimulator durch die Vorspannung  $T_0$  nur gering gestaucht wird, und so der maximale Stimulatorhub durch die Last nur gering vermindert wird. Nachteilig ist hierbei jedoch der zum Betrieb des Stimulators erforderliche hohe elektrostatische Druck  $T_{a,\max}$  und die damit verbundene hohe Feldstärke  $E_{\max}$ , welche zum elektrischen Durchschlag führen kann. Wird dagegen ein zu weiches Dielektrikum gewählt, so wird der Stimulator aufgrund der Vorspannung  $T_0$  bereits sehr stark gestaucht. Die zur vollständigen Entlastung des Gewebes benötigte Gesamtdehnung des Stimulators kann dadurch in den Bereich mechanischer Instabilitäten ansteigen ( $S_{\max} \geq 38,8 \%$ ), in welchem der Pull-In-Effekt auftritt.

Für eine Deformation des Gewebes von  $z_{t,\max} = 2 \text{ mm}$  wird entsprechend der in Abschnitt 6.2.1 ermittelten Spannungs-Dehnungs-Kennlinie des Fingergewebes eine Vorspannung  $T_0 = 11665 \text{ Pa}$  benötigt. Bei Annahme einer Stimulatorhöhe von  $z_{a0} = 10 \text{ mm}$  ergeben sich für die vorangegangenen Überlegungen die in Tabelle 6.2 dargestellten Daten bei unterschiedlichen Elastomerhärten  $Y_{a0}$ . Für die Permittivität wurde hierbei  $\epsilon_r = 3$  angenommen.

**Tabelle 6.2:** Stimulatorkennwerte in Abhängigkeit von  $Y_{a0}$  (Aktorhöhe: 10 mm; max. Gewebedeformation: 2 mm;  $\varepsilon_r = 3$ )

$Y_{a0}$ [kPa]	$S_{a,max}$ [%]	$S_0$ [%]	$T_{a,max}$ [kPa]	$E_{max}$ [V/ $\mu$ m]
40	<b>45,9</b>	25,9	23,6	29,8
60	<b>38</b>	18	27,6	32,2
80	<b>33,8</b>	13,8	31,8	34,6
100	31,1	11,1	36,1	36,9
150	27,6	7,6	46,9	42
200	25,7	5,7	57,7	46,6
500	22,3	2,3	123,1	<b>68,1</b>
1000	21,1	1,1	232,1	<b>93,5</b>
5000	20,2	0,2	1104,4	<b>203,9</b>

Bei Elastomerhärten  $Y_{a0} \leq 100$  kPa liegt die erforderliche Gesamtdehnung des Aktors mit mehr als 30 % nahe am theoretischen Maximalwert von 38,8 % und wird für  $Y_{a0} \leq 60$  kPa sogar überschritten. Für hohe  $Y_{a0}$  gilt für die Gesamtdehnung  $S_{a,max} \rightarrow 20$  %, da hier der Aktor aufgrund der Vorspannung  $T_0$  nur noch sehr gering gestaucht wird ( $S_0 \rightarrow 0$  %). Die zur Deformation  $S_{a,max}$  benötigte elektrische Feldstärke  $E_{max}$  steigt hierbei jedoch auf sehr große Werte an. Für einen ausreichenden Abstand von  $S_{a,max}$  zum Grenzwert von 38,8 % bei gleichzeitig geringer Feldstärke sollte die Härte des gewählten Elastomermaterials  $Y_{a0} = 100..200$  kPa betragen.

Neben den beschriebenen elastischen Eigenschaften sollte das Elastomermaterial eine niedrige dynamische Viskosität besitzen, da ansonsten aufgrund der Dämpfungsverluste im Material die Dehnungsamplitude mit zunehmender Frequenz verringert wird.

### Elektrische Eigenschaften

Neben den mechanischen Eigenschaften sollte das Dielektrikum eine hohe elektrische Durchbruchfeldstärke sowie eine hohe relative Permittivität besitzen [63]. Mit Dielektrika aus Polyurethan mit einer Permittivität von  $\varepsilon_r = 7$  lässt sich bei gleicher Feldstärke ein mehr als 2-fach höherer elektrostatischer Druck erreichen als bei Verwendung von Silikonen ( $\varepsilon_r \approx 3$ ) [76]. Zur Verringerung elektrischer Verluste sollte das Dielektrikum einen hohen spezifischen Widerstand besitzen. Dieser ist auch im Hinblick auf einen geringen Ladungsverlust zwischen den Abtastintervallen bei Ansteuerung eines Aktorarrays wichtig (vergl. Abschn. 5.4).

### Anforderungen aus technologischer Sicht

Neben den Anforderungen an die Eigenschaften der dielektrischen Schichten nach der Vernetzung sind Anforderungen nach technologischen Gesichtspunkten an das Dielektrikum zu stellen. Zur Realisierung dünner Schichten sollten die Komponenten eine niedrige Viskosität besitzen. Die Verdünnung von Elastomerkomponenten zur Schichtherstellung ist möglich, jedoch muß das Lösungsmittel vor der Vernetzung ausgasen, damit keine Blasenbildung erfolgt. Während der Vernetzung sollten keine Spaltprodukte entstehen, welche das Aufbringen nachfolgender Elektroden- oder Elastomerschichten beeinflussen könnte. Das Elastomermaterial muß eine Topfzeit<sup>8</sup> besitzen, welche über der Prozeßdauer zur Herstellung einer dielektrischen Schicht sowie einer Elektrode liegt, damit im Mischer befindliches Material nicht vernetzt. Im Hinblick auf eine kurze Prozeßdauer bei der Fertigung vieler Schichten sollte die Vernetzungsdauer des Elastomers unter Einfluß thermischer oder optischer Strahlung niedrig sein.

### Sonstige Eigenschaften

Aufgrund der Anwendung in Hautnähe, sollte das Material unanfällig gegenüber Feuchteeinfluß sowie den Komponenten des Hautschweißes sein. Das Material sollte hohen Temperaturen standhalten und nicht brennbar sein, damit im Falle eines lokalen Durchschlages nicht sofort der Aktor zerstört wird [63]. Bei Verbrennung des Materials sollten keine leitfähigen Produkte entstehen, welche die Elektroden kurzschließen.

#### 6.3.2 Materialauswahl und Charakterisierung des Dielektrikums

Die höchsten Dehnungen und Drücke wurden von PELRINE an einem vorgedehnten dielektrischen Film aus dem Polyacrylat VHB 4910 von 3M beobachtet. Dieses Material ist jedoch brennbar, bei einem Durchschlag wird der gesamte Aktor zerstört [57]. Bei eigenen Voruntersuchungen wurde ein ausgeprägtes Kriechverhalten des Polyacrylates festgestellt, wodurch sich mit diesem Material offensichtlich nur geringe Bandbreiten realisieren lassen.

Auch mit einigen Silikonen wurden sehr gute Ergebnisse erzielt (siehe Tabelle 4.1). Silikone sind in sämtlichen Härtebereichen zwischen 5 Shore-A und 90 Shore-A verfügbar und sind nicht brennbar. Bei Verbrennung entstehen die nichtleitfähigen Produkte  $\text{CO}_2$ ,  $\text{H}_2\text{O}$  und  $\text{SiO}_2$ . Silikone weisen eine hohe chemische Beständigkeit gegenüber Wasser,  $\text{NaCl}$  und Harnstoff auf und sind somit gegen die wesentlichen Komponenten des Hautschweißes resistent.

---

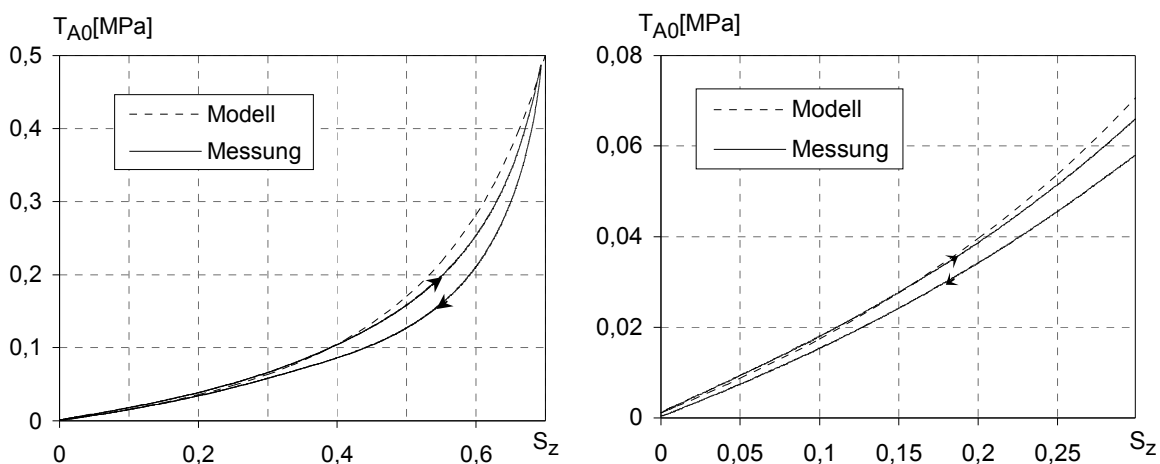
<sup>8</sup> Topfzeit: Verarbeitungszeit nach dem Vermischen der Komponenten bis zum Einsetzen der Vernetzung

Aufgrund der sich ändernden Elektrodenfläche während des Aktorbetriebes wird in Gl. (4.1) der Faktor  $\frac{1}{2}$  von der bekannten Gleichung für den elektrostatischen Druck eines Luftspaltaktors eliminiert (vergl. Abschn. 5.3.1). Die Permittivität des Dielektrikums beträgt für Silikonelastomere etwa  $\epsilon_r = 3$  gegenüber einer Permittivität von Luft von  $\epsilon_r = 1$ . Bei Silikonelastomeren wurden Durchschlagfeldstärken von bis zu  $350 \text{ V}/\mu\text{m}$  gezeigt [78] gegenüber etwa  $100 \text{ V}/\mu\text{m}$  bei Luftspaltaktoren [74]. Entsprechend den vorangegangenen Überlegungen läßt sich mit Silikonelastomeren als Dielektrikum somit nach Gl. (4.1) ein mehr als 70-fach höherer elektrostatischer Druck erreichen als bei Luftspaltaktoren.

Für die Realisierung von Prototypen wurde ein additionsvernetztes zweikomponentiges Silikonelastomer P 7670 von Wacker mit der Härte 6 Shore-A ausgewählt. Es verfügt über eine hohe Reißdehnung von 700 %. Die Komponenten sind fließfähig und werden im Volumenverhältnis 1:1 gemischt.

Die Härteangabe der Elastomere in Shore-A seitens der Hersteller läßt keine Schlußfolgerung über das Spannungs-Dehnungsverhalten zu. [4] gibt eine experimentell ermittelte Formel zur Umrechnung der Shore-Härte in das Elastizitätsmodul an. Da hier ausschließlich Elastomere im höheren Shore-Härte-Bereich betrachtet werden, wird jedoch vermutet, daß diese Näherungsformel für kleine Shore-Härten seine Gültigkeit verliert.

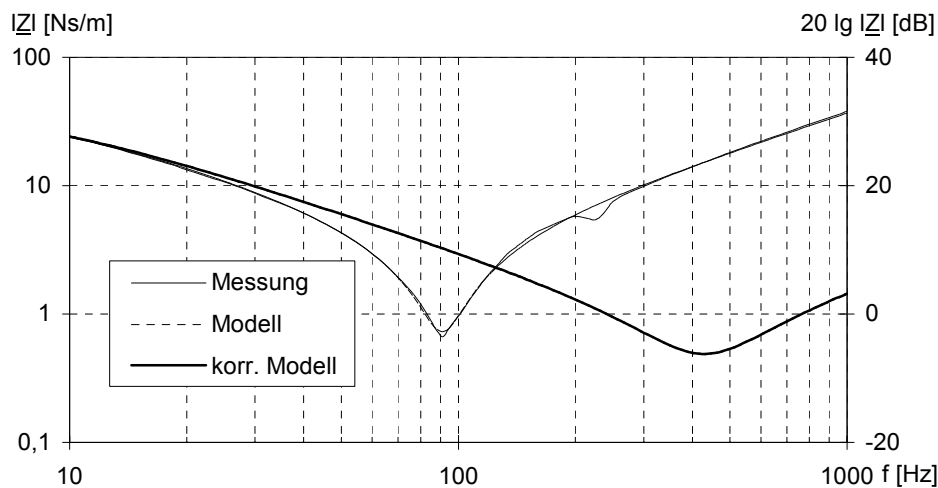
Die Spannungs-Dehnungs-Kennlinie wurde daher für einen Prüfkörper mit einer Höhe sowie einem Durchmesser von jeweils 10 mm mit Hilfe der Meßanordnung in Bild 6.1 bestimmt. Bild 6.6 zeigt das Spannungs-Dehnungs-Verhalten bei einachsiger Druckbelastung und einer maximalen Dehnung von 70 %. Dargestellt ist jeweils die auf die ursprüngliche Fläche  $A_0$  des Prüfkörpers bezogene Spannung  $T_{A0}$ . Die Deformationsgeschwindigkeit betrug  $10 \mu\text{m/s}$ . Die Meßkurve zeigt eine Hysterese, welche auf die Reibung an der Kontaktfläche zwischen Meßstößel und Prüfling sowie auf die Materialdämpfung zurückzuführen ist.



**Bild 6.6:** Spannungs-Dehnungs-Verhalten des Elastomers P 7670 und Modellvergleich

Da der Verlauf der Entlastungskurve abhängig von der Maximaldehnung ist, wurde die Modellkurve an die Belastungskurve angepaßt. Bei einer Minimierung der Fehlerquadrate über den gesamten Meßbereich wurde ein Elastizitätsmodul von  $Y_{a1} = 124713 \text{ Pa}$  bei einem maximalen Fehler von 19,8 % v.M. und einem mittleren Fehler von 7,5 % v.M. ermittelt. Wird nur der für den Aktorbetrieb interessierende Bereich bis 30 % Längsdehnung betrachtet, so ergibt sich die beste Kurvenanpassung für  $Y_{a1} = 138948 \text{ Pa}$  bei einem maximalen Fehler von 16,3 % v.M. und einem mittleren Fehler von 4,1 % v.M.

Die Ermittlung der dynamischen Eigenschaften erfolgte am gleichen Prüfkörper mit Hilfe der in Bild 6.2 dargestellten Meßanordnung. Der Meßkopf wurde mit einer Kraft  $F_0 = 0,5 \text{ N}$  gegen den Prüfkörper gefahren und die mechanische Impedanz im Frequenzbereich von 10 Hz – 1000 Hz bestimmt (Bild 6.7).



**Bild 6.7:** Mechanische Impedanz eines zylindrischen Prüfkörpers ( $\varnothing = z_0 = 10 \text{ mm}$ ) [49]

Die Modellkurve des Betrages der mechanischen Impedanz wurde unter MATHEMATICA<sup>®</sup> durch Variation der Parameter des viskoelastischen Modells in Bild 5.6 an die Meßkurve angepaßt. Die maximale Abweichung der Modellkurve von der Meßkurve beträgt 0,87 dB bei Vernachlässigung der Resonanz des Meßaufbaus bei etwa 220 Hz. Für das Elastizitätsmodul  $Y_{a1}$  ergibt sich ein etwas höherer Wert als in der quasistatischen Messung ermittelt, was auf die statische Vorspannung während der Impedanzmessung zurückgeführt wird. Für  $Y_{a1}$  wurde daher der Wert aus der quasistatischen Messung verwendet. Es ergeben sich die in Tabelle 6.3 dargestellten Parameter des komplexen Moduls  $\underline{Y}_a$ .

**Tabelle 6.3:** Geometrieunabhängige Parameter des komplexen Moduls  $\underline{Y}_a$  des Elastomers P 7670

$Y_{a1}$	$Y_{a2}$	$\eta_{a1}$	$\eta_{a2}$	$M_a$
138 948 Pa	676 204 Pa	198 Pa s	13487 Pa s	0,1 Pa s <sup>2</sup>

Bei Ermittlung der Parameter wurde bereits der Einfluß der Masse des Meßstößels berücksichtigt, welche in einer Leerlaufmessung ermittelt wurde. Zur Korrektur wurde die ermittelte Leerlaufimpedanz von der gemessenen Impedanz subtrahiert (vergl. Anhang B). Die Meßkurve ist im Vergleich zur Modellkurve vor und nach der Massenkorrektur in Bild 6.7 dargestellt. Es ergibt sich eine materialspezifische Resonanz bei etwa 430 Hz.

### 6.3.3 Anforderungen an die Elektroden

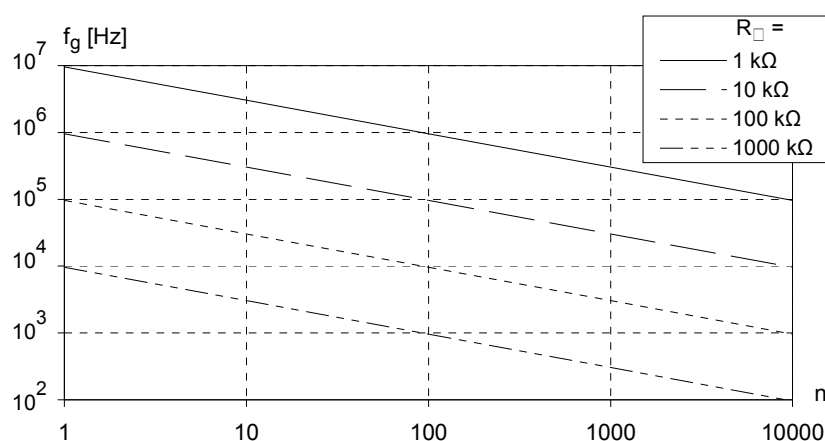
#### Elektrische Eigenschaften

Die elektrische Grenzfrequenz wird im Wesentlichen vom Widerstand und somit der Länge der Zuleitungen beeinflusst. Da auf der Zuleitung zu einem Aktorelement weitere Aktoren liegen, welche sich eventuell in einem kontrahierten Zustand befinden, sollte der Flächenwiderstand des Elektroden- bzw. Zuleitungsmaterials auch unter Dehnung niedrig sein. Zudem soll die Flächenladungsdichte im Elektrodenbereich auch unter Dehnung hoch sein, um einen hohen effektiven elektrostatischen Druck sicherzustellen.

Die Abhängigkeit der elektrischen Grenzfrequenz vom Zuleitungswiderstand wurde in Abschnitt 5.4 hergeleitet. Zur Quantifizierung des benötigten Flächenwiderstandes  $R_{\square}$  werden folgende Randbedingungen festgelegt:

- Der Prototyp entspricht einer orthogonalen Matrix aus  $n = m \times m$  Aktoren
- Der Spalten sowie Zeilenabstand beträgt 2 mm
- Die Zuleitungsbreite beträgt 1 mm
- Die Aktorfläche beträgt jeweils  $1 \text{ mm}^2$
- Die Dicke einer dielektrischen Schicht beträgt  $20 \text{ }\mu\text{m}$
- Der spezifische Widerstand des Dielektrikums beträgt  $10^{12} \text{ }\Omega\text{m}$
- Der Aktor soll während eines Abtastzyklus maximal 20 % Dehnung realisieren

Mit den o.a. Parametern eingesetzt in Beziehung (5.58) ergibt sich der in Bild 6.8 gezeigte Verlauf der elektrischen Grenzfrequenz  $f_g$  des Aktorelements mit der größten Zuleitungslänge in Abhängigkeit von der Aktoranzahl  $n$  sowie dem Flächenwiderstand der Elektroden.



**Bild 6.8:** Elektrische Grenzfrequenz  $f_g$  in Abhängigkeit von Aktoranzahl und Flächenwiderstand

### Mechanische Eigenschaften

Da die Elektroden während der Aktordeformation ebenfalls verformt werden, sind an die Elektroden neben elektrischen auch mechanische Anforderungen zu stellen. [75] fordert für eine ideale Elektrode eine unendliche Nachgiebigkeit, Strukturierbarkeit, sowie die Herstellbarkeit in einer im Vergleich zum dielektrischen Film sehr geringen Dicke. Das Elektrodenmaterial sollte eine sehr geringe Dämpfung aufweisen. Neben der hohen Nachgiebigkeit ist eine hohe Bruchdehnung gefordert, da die Elektroden im Bereich der theoretischen maximalen Längsdehnung von 38,8 % eine biaxiale Dehnung von mehr als 27 % erfahren. Zur Erleichterung der Elektrodenaufbringung sowie zur Vermeidung von Filmablösungen sollte das Elektrodenmaterial eine sehr gute Haftung auf dem dielektrischen Film aufweisen.

### Anforderungen aus technologischer Sicht

Während der Stapelung werden die Elastomerfilme direkt auf die zuvor hergestellte Elektrode aufgebracht. Hierbei finden Fließvorgänge des Elastomers statt, wodurch Scherkräfte auf die Oberfläche der Elektrode wirken. Hierdurch dürfen sich keine Elektrodenpartikel lösen, welche das Dielektrikum verunreinigen könnten. Die Folge wäre eine verminderte effektive Dicke des dielektrischen Films und somit eine verringerte Durchbruchfeldstärke. Ein Abwaschen von Elektrodenmaterial kann außerdem eine verminderte Leitfähigkeit verursachen. Zur Vermeidung des Ablösens von Elektrodenmaterial während der Elastomerschichtherstellung sowie im späteren Aktorstapel sollte dieses eine gute Haftung auf dem unbehandelten Elastomerfilm aufweisen. Für die automatisierte Fertigung erster Prototypen sollten keine Materialien gewählt werden, welche eine aufwendige Herstellungstechnologie erfordern. Hierzu zählen z.B. Vakuumprozesse, welche zur Herstellung vielschichtiger Stapel in vertretbarem zeitlichem Rahmen die Verlegung der gesamten Prozeßführung in eine Vakuumkammer erfordern.

#### 6.3.4 Materialauswahl und Charakterisierung des Elektrodenwerkstoffes

Die mechanischen sowie elektrischen Eigenschaften der Elektroden sind nicht nur abhängig vom verwendeten Material sondern auch von der Art der Herstellung. Prinzipiell eignen sich unterschiedliche Materialien zur Elektrodenherstellung, welche jeweils unterschiedliche Herstellungsverfahren erfordern.

*Leitfähige Fluide oder Pasten* können mittels Tintenstrahldruckprinzip oder Lift-Off-Verfahren *aufgesprüht, gestempelt* oder mit Hilfe des *Siebdruckverfahrens* aufgebracht werden. Silikone besitzen hydrophobe<sup>9</sup> Eigenschaften, so daß eine Benetzung der Oberfläche schwer möglich ist. Durch partielle Oberflächenbehandlung mit entsprechenden Chemikalien (sog. „Primer“) lassen sich hydrophile<sup>10</sup> Bereiche erzeugen, wodurch eine selektive Benetzung erreicht werden kann [73]. In [63] wird ein leitfähiges Carbonfett als Elektrodenmaterial verwendet, welches sich aufgrund seiner hohen Viskosität auf einen unbehandelten Silikonfilm auftragen läßt, in [18] wird ein Elektrolytgel verwendet. [75] beschreibt strukturierte leitfähige Elastomerfilme mit 0,25 µm Dicke, welche durch selektive Benetzung mit einer mit leitfähigen Partikeln gefüllten, wasserbasierten Latexlösung hergestellt wurden. Prinzipiell besteht bei Verwendung von flüssigen oder pastösen Elektroden das Problem der Stapelfähigkeit. Eine Aufbringung einer weiteren Schicht ohne Zerstörung der Elektrode kann durch vorübergehende Überführung in einen festen Aggregatzustand, z.B. durch Einfrieren, erreicht werden. Die Flüssigkeit kann aber auch nur als Träger für das in ihr gelöste oder dispergierte Elektrodenmaterial dienen, welches nach dem Verdampfen der Trägerflüssigkeit auf den benetzten Bereichen verbleibt.

*Leitfähige Kunststofffilme* können ebenfalls durch Beschichtung aus dem flüssigen Zustand hergestellt werden. Eine Möglichkeit hierzu bieten leitfähige Kunststoffe, gelöst in einem Lösungsmittel, welches nach der Schichtherstellung verdampft wird. Eine zweite Möglichkeit besteht in der Polymerisation aufgetragener Polymerkomponenten. Als Materialien können intrinsisch leitfähige Kunststoffe, wie z.B. Polyanilin oder Polypyrrol bzw. mit leitfähigen Partikeln gefüllte Elastomere eingesetzt werden. Da eine Strukturierung ganzflächig aufgetragener Kunststofffilme schwierig ist, kommen die zur Herstellung von Fluidelektroden genannten Verfahren in Betracht. Da intrinsisch leitfähige Polymere nicht in Form von Elastomeren verfügbar sind und leitfähige Elastomere eine hohe Füllstoffkonzentration besitzen, weisen Polymerelektroden eine geringe Nachgiebigkeit auf. Hierdurch wird die Querdehnung des dazwischen liegenden Filmes behindert [62].

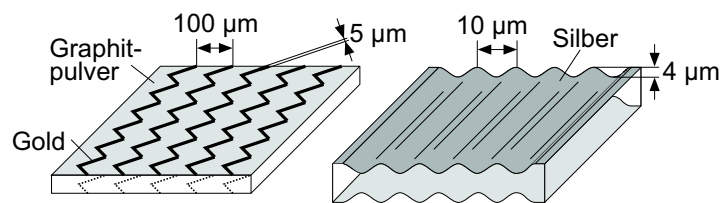
---

<sup>9</sup> hydrophob: wasserabweisend

<sup>10</sup> hydrophil: wasseranziehend

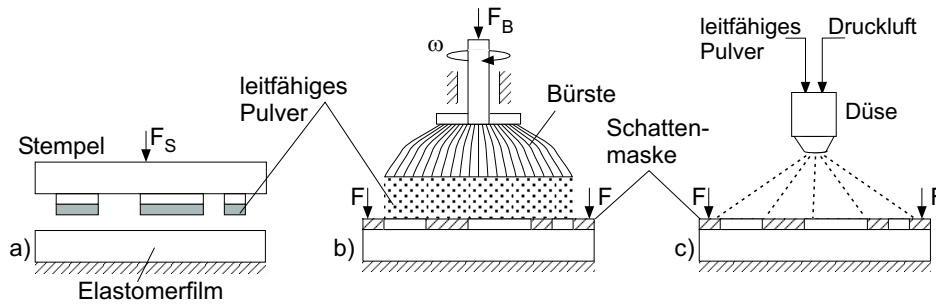


Sehr dünne *Metallschichten* können durch *Aufdampfen*, *Sputtern* oder *galvanischer Abscheidung* auf vorher entsprechend aktivierten Bereichen hergestellt werden. Die Strukturierung erfolgt durch Maskierung des Elastomerfilmes während der Beschichtung oder subtraktiv z.B. naßchemisch nach photolithographischer Strukturierung bzw. durch Laserablation. Metallschichten weisen zwar eine hohe Leitfähigkeit auf, aufgrund ihrer geringen Duktilität eignen sich geschlossene Metallschichten jedoch nicht als Elektroden, da die erforderliche Elektrodendehnung mehr als 20 % betragen muß und Metallfilme aufgrund ihrer geringen Nachgiebigkeit die Filmdehnung in Querrichtung behindern. Da Goldelektroden bereits ab Dehnungen von etwa 4 % brechen, wurde in [63] durch entsprechende Strukturierung der gesputterten Elektroden in Form eines Zickzackmusters die Dehnbarkeit erhöht (Bild 6.9 links). Die Elektrodendicke beträgt  $0,1\ \mu\text{m}$  bei einer Breite von  $5\ \mu\text{m}$  und einem Elektrodenabstand von  $500\ \mu\text{m}$ . Damit Ladungen auch in die Elektrodenzwischenräume fließen können, wird jedoch Graphitpulver als zusätzliches Elektrodenmaterial verwendet. In [92] werden Silberelektroden auf einen Silikonfilm aufgesputtert, dessen Querschnitt eine Wellenform aufweist (Bild 6.9 rechts). Hierdurch wird eine den Wanderkeilantrieben in Bild 3.18 sehr ähnliche Anordnung erreicht. Es wurde eine einachsige Dehnung von 15 % bei einer Feldstärke von  $106\ \text{V}/\mu\text{m}$  erreicht.



**Bild 6.9:** Aktorfilme mit Metallelektroden

*Leitfähige Pulver*, wie z.B. Metallpulver, Indium-Zinn-Oxid (ITO), leitfähige Kunststoffpulver, Kohlenstoff oder dessen Modifikation Graphit können auf den Elastomerfilm *gestempelt* oder über eine Schattenmaske *aufgesprüht* oder *aufgebürstet* werden (Bild 6.10). Mit Metallpulvern lassen sich nur unter Verwendung sehr edler Metalle (Gold, Platin) hohe Elektrodenleitfähigkeiten erreichen, da bei unedleren Metallen aufgrund der Fremdschichtbildung die Übergangswiderstände zwischen den Partikeln sehr hoch sind. Mit Elektroden aus nanoskaligem Zinkpulver ließ sich in Voruntersuchungen keine meßbare Leitfähigkeit nachweisen. Die Elektroden von aufgebürstetem bzw. aufgesprühtem nanoskaligem Kohlenstoffpulver sowie ITO zeigten sehr hohe Flächenwiderstandswerte von  $R_{\square} > 20\ \text{M}\Omega$ . Durch Stempeln von Kohlenstoffpulver wurden Flächenwiderstandswerte  $R_{\square} < 1\ \text{M}\Omega$  erreicht [130], hier wurde jedoch die Schichtdicke der Elektroden nicht untersucht. Als problematisch erwies sich vor allem eine homogene Beschichtung des Stempels mit einer ausreichenden Menge des Beschichtungspulvers sowie die Erzielung homogener Elektrodeneigenschaften.



**Bild 6.10:** Möglichkeiten zur Herstellung strukturierter Partikelelektroden

Die besten Ergebnisse wurden in Voruntersuchungen mit aufgesprühtem oder aufgebürstetem Graphitpulver erzielt. Durch das Aufbürsten von Graphitpulver ließen sich hohe Leitfähigkeiten bei gleichzeitig hoher Haftung der Partikel auf dem Elastomerfilm sowie geringer Elektrodendicke erreichen. Es besteht jedoch die Gefahr der Zerstörung des sehr dünnen, weichen Elastomerfilmes aufgrund mechanischer Beanspruchung bei zu großer Zustellkraft der Bürste. Während des Bürstens wird die aufgrund ihrer geringen Dicke flexible Maske durch die hinter der Maske befindlichen Borsten gegen den Film gedrückt. Bei zu geringer Zustellkraft der Bürste werden Partikel unter die Maske geschoben. Wird die Maske dicker ausgeführt, um ein Abheben zu vermeiden, so erreichen die Borsten der rotierenden Bürste den in den Randbereichen der Maskenöffnungen befindlichen Elastomerfilm nicht mehr.

Eine Untersuchung der Flächenwiderstände von Elektroden aus unterschiedlichen Werkstoffen wurde von CARPI durchgeführt (Tabelle 6.4) [18]. Des Weiteren wurde hier die Querdehnung vorgespannter Einzelfilme aufgrund eines elektrostatischen Druckes bestimmt, welche mit Elektroden der unterschiedlichen Materialien versehen waren. Da nicht die elektrische Spannung ausschlaggebend für die Deformation ist, sondern die von der Ladungsdichte beeinflusste effektive elektrische Feldstärke (Gl. (6.7)), ergaben sich bei gleicher Betriebsspannung unterschiedliche Dehnungen.

$$E_{\text{eff}} = \frac{Q}{A_0 \epsilon_0 \epsilon_r} \quad (6.7)$$

Die höchste Ladungsdichte ergab sich für die Elektrolytlösung. Anschaulich läßt sich dies durch fehlerhafte Kontaktübergänge oder Lücken zwischen benachbarten Partikeln erklären, welche zunehmend bei Dehnung des Filmes auftreten und ladungsfreie Bereiche auf der Oberfläche des Dielektrikums bewirken. Bei vollständiger Benetzung mit einer ionenleitenden Flüssigkeit treten solche Effekte nicht auf.

**Tabelle 6.4:** Flächenwiderstände von Elektroden unterschiedlicher Materialien auf Elastomersubstrat [18]

Elektrodenmaterial	Elektrolytlösung	Carbonfett	Graphitpulver	Graphitspray
$R_{\square}$	15 k $\Omega$	50 k $\Omega$	80 k $\Omega$	20 k $\Omega$

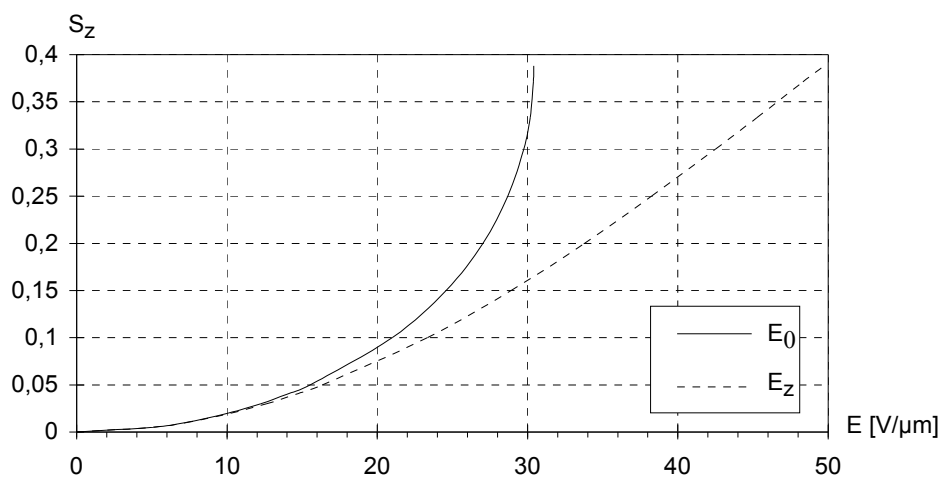
Aufgrund technologischer Erwägungen wurde Graphitpulver mit einer Primärpartikelgröße von  $2,5\text{ }\mu\text{m}$  des Herstellers NGS-Graphit als Elektrodenmaterial ausgewählt. Eine aufgespritzte oder aufgebürstete Elektrodenschicht kann durch Abspülen mit Wasser oder flüssigen Silikonkomponenten nicht entfernt werden. Der erreichte Flächenwiderstand beträgt etwa  $R_{\square} = 3\text{ k}\Omega$ . Bei einachsiger Dehnung der Elektrode um 30 % erhöht sich der Flächenwiderstand auf etwa  $R_{\square} = 7,5\text{ k}\Omega$  [53]. Die hier erreichten Flächenwiderstände von Graphitelektroden liegen wesentlich unterhalb der von CARPI genannten Werte, die Ursache hierfür läßt sich jedoch aufgrund fehlender Spezifikation des verwendeten Graphitpulvers nicht ermitteln.

## 6.4 Prognostiziertes Betriebsverhalten

Die Berechnung des Betriebsverhaltens basiert auf den in Abschnitt 5.1 getroffenen Vereinfachungen der Modellbildung. Die Nachgiebigkeit der Elektroden wird hierbei als unendlich angenommen, die Flächendeckung wird als ideal betrachtet.

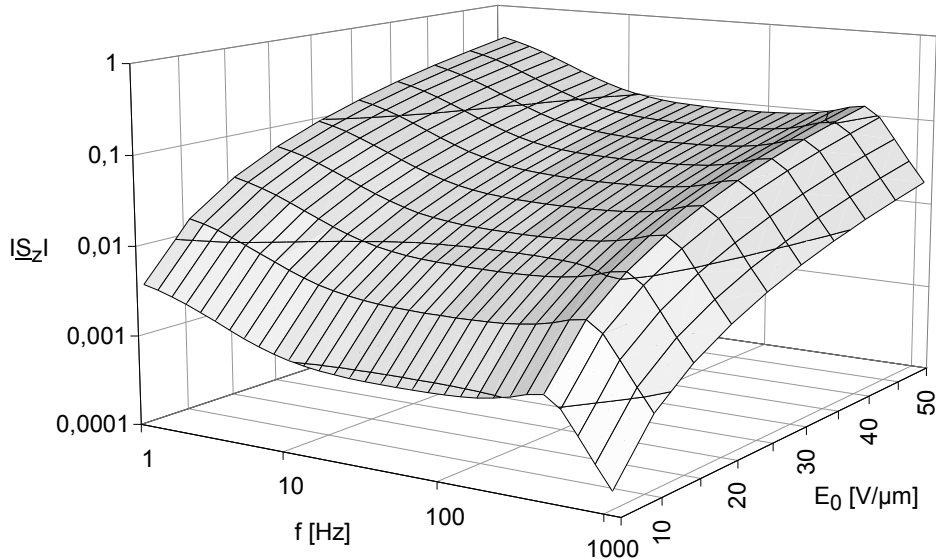
### 6.4.1 Berechnetes Verhalten des Stimulators im Leerlauf

Für das gewählte Dielektrikum ergibt sich aus dem ermittelten Spannungs-Dehnungs-Verlauf der in Bild 6.11 dargestellte Verlauf der Dehnung in Abhängigkeit von der auf die ursprüngliche Filmdicke bezogenen elektrischen Feldstärke  $E_0$  ohne externe Lastimpedanz. Die Feldstärke  $E_z$  entspricht der auf den deformierten Film bezogenen Feldstärke. Eine Kontraktion  $S_z = 20\text{ }\%$  wird bei einer Feldstärke von  $E_0 = 27\text{ V}/\mu\text{m}$  bzw.  $E_z = 34\text{ V}/\mu\text{m}$  erreicht. Ein Durchbruch aufgrund mechanischer Instabilitäten ( $S_z = 38,8\text{ }\%$ ) erfolgt bei  $E_0 = 30,4\text{ V}/\mu\text{m}$  bzw.  $E_z = 49,7\text{ V}/\mu\text{m}$ .



**Bild 6.11:** Dehnung in Abhängigkeit von der elektrischen Feldstärke für das Elastomer P 7670

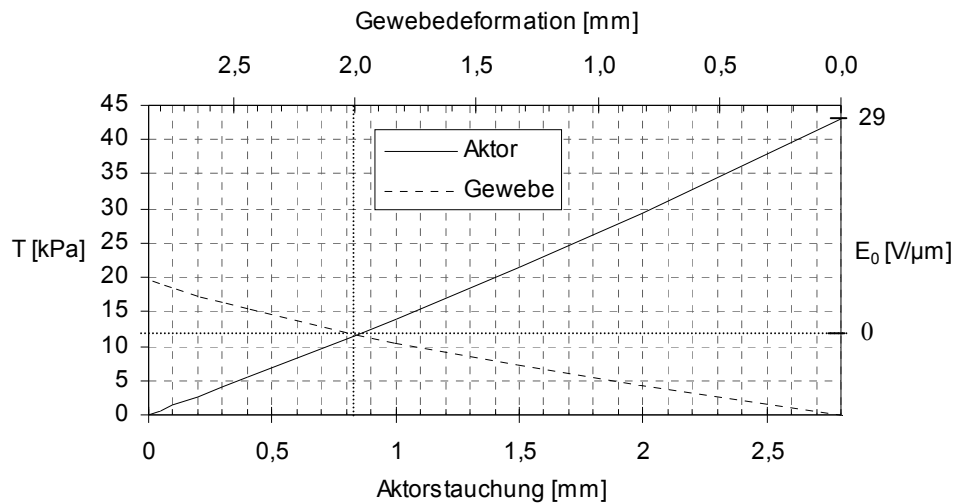
Aus den materialspezifischen Parametern (Tabelle 6.3) des Dielektrikums ergibt sich die in Bild 6.12 gezeigte Abhängigkeit der Dehnungsamplitude  $|S_z|$  von der Frequenz  $f$  sowie von der auf den nicht deformierten Aktor bezogenen Feldstärke  $E_0$  (vergl. Gl. (5.48)).



**Bild 6.12:** Dynamisches Verhalten in Abhängigkeit von der Feldstärke für das Elastomer P 7670

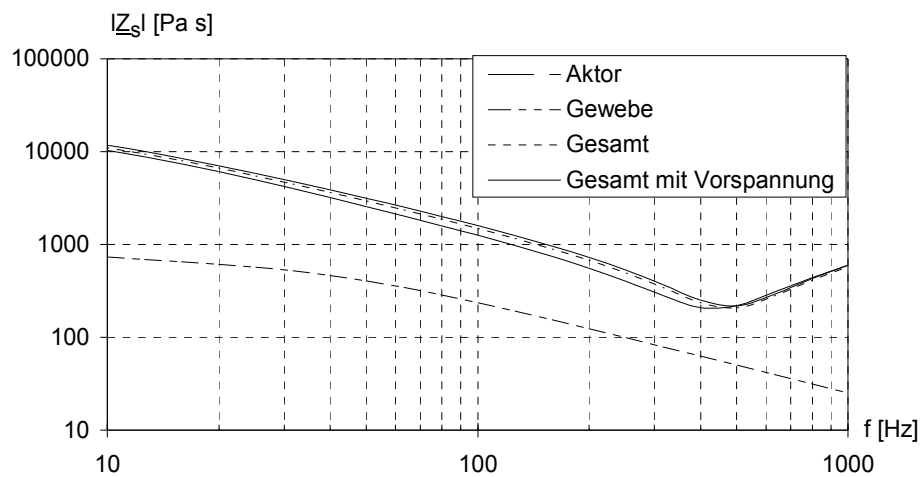
#### 6.4.2 Berechnetes Verhalten des Stimulators mit der Lastimpedanz des Gewebes

Für die ermittelten elastischen Eigenschaften von Gewebe (Tabelle 6.1) und Dielektrikum (Tabelle 6.3) wurde das Arbeitsdiagramm für eine Stimulationsamplitude von  $z_{t,max} = 2$  mm bei einer Aktorhöhe von  $z_{a0} = 10$  mm konstruiert. Das Arbeitsdiagramm ist in Bild 6.13 dargestellt, das Vorgehen bei der Konstruktion des Arbeitsdiagramms wurde in Abschn. 6.3.1 näher erläutert. Der Stimulator wird mit einer Vorspannung von  $T_0 = 11,7$  kPa gegen das Gewebe gedrückt. Das Gewebe wird hierbei um  $z_{t,max} = 2$  mm deformiert, die Deformation des Aktors beträgt hierbei  $z_{0a} = 0,84$  mm, was einer relativen Dehnung von  $S_{a0} = 8,4$  % entspricht. Beim Betrieb des Stimulators mit einer elektrischen Spannung  $U$  wird dieser weiter deformiert, wodurch sich die Gewebedeformation verringert. Bei einer elektrischen Feldstärke von  $E_0 = 29$  V/μm bezogen auf den nicht deformierten Film beträgt die Deformation des Stimulators  $z_a = 2,84$  mm ( $S_a = 28,4$  %). Bei einer Einzelschichtdicke von  $20$  μm entspricht dies einer Spannung von  $U = 581$  V. Hierbei wird das Gewebe vollständig entlastet. Der elektrostatische Druck beträgt bei dieser Feldstärke  $T_e = 43,6$  kPa.



**Bild 6.13:** Arbeitsdiagramm eines Stimulators der Höhe  $z_{a0} = 10 \text{ mm}$

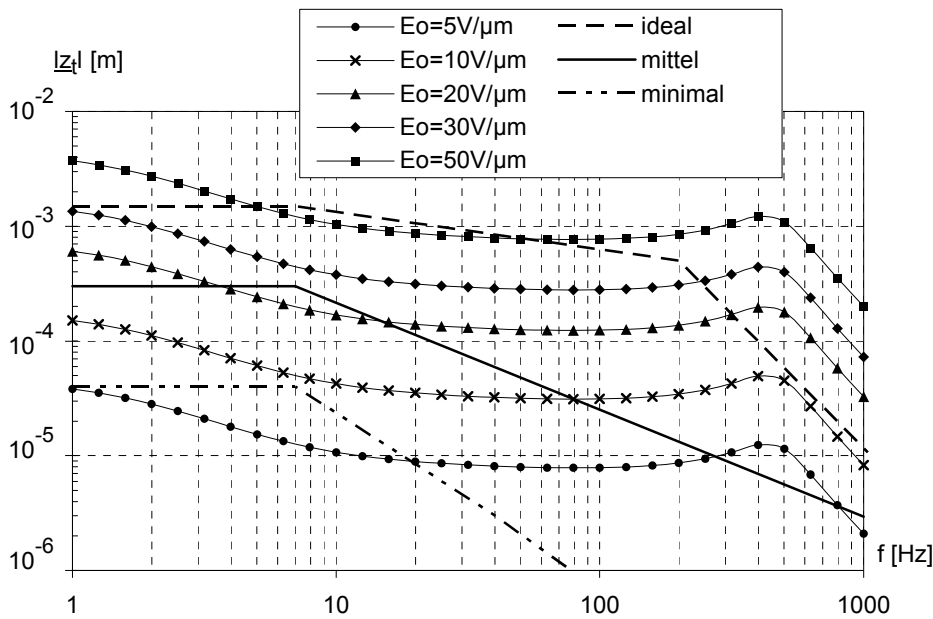
Das Modell für das dynamische Verhalten eines Elastomeraktors unter Belastung mit der Gewebeampedanz ist in Abschnitt 5.2.5 beschrieben. Bild 6.14 zeigt die Verläufe des Betrages der spezifischen mechanischen Impedanz von Gewebe und Aktor (vergl. Abschnitte 6.2.2 und 6.3.2) im Vergleich zur berechneten Gesamtimpedanz ohne Vorspannung sowie mit der Vorspannung  $T_0 = 11,7 \text{ kPa}$  (vergl. Abschn. 5.2.1). Man erkennt, daß der Einfluß des Gewebes auf den Impedanzverlauf gering ist, ebenso der Einfluß der Vorspannung.



**Bild 6.14:** Spezifische Impedanz von Aktor, Gewebe sowie des Gesamtsystems

Aus dem Impedanzverlauf des Gesamtsystems unter Vorspannung wurde die frequenzabhängige Deformation eines Stimulators mit einer Höhe von  $z_{a0} = 10 \text{ mm}$  für verschiedene Feldstärken  $E_0$  ermittelt (Bild 6.15). Zum Vergleich mit den Anforderungen an einen Stimulator zur zuverlässigen Stimulation der Rezeptoren wurden die in Abschn. 2.5 ermittelten

Amplitudengänge bei Minimalanforderungen und mittleren Anforderungen sowie der Amplitudengang eines idealen taktilen Stimulators im Diagramm ergänzt.



**Bild 6.15:** Prognostizierter Amplitudengang und Vergleich mit Anforderungen

Die Anforderungen an einen idealen taktilen Stimulator werden bei einer Feldstärke von etwa  $E_0 = 50 \text{ V}/\mu\text{m}$  nahezu erfüllt. Dieser Wert liegt jedoch oberhalb der Durchbruchfeldstärke von etwa  $E_0 = 30 \text{ V}/\mu\text{m}$ , bei welcher im niedrigen Frequenzbereich das Pull-In-Verhalten ausgelöst wird. Eine zuverlässige Stimulation einer großen Anzahl an Rezeptoren wird bereits mit einer Feldstärke von etwa  $E_0 = 25 \text{ V}/\mu\text{m}$  erreicht. Damit die statische Deformation 2 mm beträgt, sollte die Feldstärke jedoch  $E_0 = 29 \text{ V}/\mu\text{m}$  betragen. Die Minimalanforderungen werden bereits bei einer Feldstärke von  $E_0 = 10 \text{ V}/\mu\text{m}$  erreicht. Im Frequenzbereich oberhalb 100 Hz werden hier auch die mittleren Anforderungen erfüllt.

## 6.5 Fazit

Bei der Stimulatordimensionierung am Beispiel des Elastomermaterials P 7670 mit der Shore-Härte 6 in den vorangegangenen Abschnitten wurde gezeigt, daß eine quasistatische Gewebedeformation von  $z_t = 2 \text{ mm}$  mit einem Stimulator einer Höhe von  $z_0 = 10 \text{ mm}$  erreichbar ist. Das quasistatische sowie dynamische Verhalten des elektromechanischen Gesamtsystems wurde entsprechend der Modellbildung in Kap. 5 berechnet. Hierzu wurden die viskoelastischen Parameter des Gewebes an der Fingerspitze sowie die Parameter des ausgewählten Elastomers bestimmt. Mit dem gewählten Dielektrikum lassen sich die mittleren Anforderungen an einen taktilen Stimulator bezüglich des Amplitudenverlaufs erfüllen. Die zur Gewebedeformation von  $z_t = 2 \text{ mm}$  benötigte Feldstärke liegt sehr nahe an der mechani-

schen Durchbruchfeldstärke. Zur Behebung dieses Problems kann entweder die Höhe des Stimulators vergrößert werden oder ein Dielektrikum größerer Härte gewählt werden, wodurch die Grunddehnung des Aktors aufgrund der Vorspannung zwischen Gewebe und Aktor verringert wird. Zur Deformation werden dann jedoch größere Feldstärken benötigt als bei einem weicheren Dielektrikum.

Zur Realisierung der benötigten Feldstärken bei praktikablen Betriebsspannungen sollte die Dicke der dielektrischen Schichten im Bereich weniger Mikrometer liegen. Zum Aufbau eines Multilayeraktors mit einer Höhe von  $z_{a0} = 10 \text{ mm}$  sind somit je nach Schichtdicke mehrere hundert oder sogar mehrere tausend Schichten erforderlich. Hierfür ist eine entsprechende Technologie zur automatisierten Fertigung erforderlich, deren Entwicklung im folgenden Kapitel beschrieben wird.

## **7 Technologische Realisierung von Elastomer-Stapelaktoren**

Aus den Ergebnissen der im vorangegangenen Kapitel durchgeführten Aktordimensionierung wird deutlich, daß aufgrund der hohen geforderten Schichtanzahl bei gleichzeitig geringer Schichtdicke eine Automatisierung der Stapelfertigung notwendig ist. Die Zeitdauer für alle notwendigen Arbeitsschritte zur manuellen Fertigung einer dielektrischen Schicht sowie einer Elektroden-schicht beträgt etwa 5 min. Der Vernetzungsvorgang des Elastomers beginnt bereits sofort nach dem Mischen der Komponenten, wodurch die Viskosität steigt. Da die resultierende Elastomerschichtdicke bei fast allen Verfahren zur Schichterzeugung abhängig von der Viskosität des unvernetzten Elastomers ist, muß für reproduzierbare Schichtdicken eine gleichbleibende Zeitdauer zwischen Mischen und Schichterzeugung eingehalten werden, was bei manueller Fertigung kaum zu realisieren ist.

Zur reproduzierbaren, automatisierten Stapelfertigung wurde eine rechnergesteuerte Fertigungsanlage entwickelt [135]. Für eine höhere Gestaltungsfreiheit der Aktorformen können Elektroden benachbarter Schichten in einem Winkel von 60°, 90° oder 180° zueinander angeordnet werden. Hierdurch können achsensymmetrische Aktoren sowie hexagonale und orthogonale Aktorfelder hergestellt werden. Im Folgenden sollen Möglichkeiten zur Herstellung der dielektrischen Schichten sowie der strukturierten Elektroden aufgezeigt werden und Auswahlkriterien festgelegt werden. Weiterhin werden die technologische Realisierung sowie die erforderlichen Prozeßschritte erläutert.

### **7.1 Herstellung der dielektrischen Schichten**

#### **7.1.1 Auswahlkriterien für Material und Fertigungsverfahren**

Neben den Anforderungen an die mechanischen sowie elektrischen Eigenschaften des vernetzten Elastomermaterials sind auch Anforderungen aus technologischer Sicht zu beachten. Hier ist vor allem eine niedrige Viskosität der unvernetzten Komponenten von Bedeutung, da sehr dünne Filme im Bereich weniger Mikrometer erzeugt werden sollen. Bei höherer Viskosität sind die Komponenten nicht mehr fließfähig sondern pastös und müssen zur Schichterzeugung verdünnt werden. Für Silikone können hierfür z.B. Kohlenwasserstoffe, wie Hexan oder Xylol verwendet werden. Neben dem Nachteil der Toxizität können nach der Schichterzeugung aufgrund des Ausdampfens des Lösungsmittels Blasen in der Schicht entstehen. Zur Vermeidung von Spaltprodukten auf dem Elastomerfilm, welche die nachfolgenden Beschichtungsprozesse stören oder die Haftung vermindern könnten, sollten keine kondensationsvernetzenden Elastomere eingesetzt werden. Hier bieten sich zweikomponentige additionsvernetzende Elastomere an, welche bereits bei niedriger Temperatur vernetzen und eine geringe thermische Belastung der Technologiekomponenten sicherstellen. Da nach



der Vermischung der Komponenten immer Restmaterial in der Mischvorrichtung verbleibt, muß die Topfzeit des Elastomers länger als die für einen Prozeßzyklus erforderliche Zeitdauer sein.

Kriterien zur Auswahl des Herstellungsverfahrens sind:

- Reproduzierbare gleichmäßige Schichtdicke über der gesamten Filmfläche
- Geringer Materialverlust
- Geringer Einschluß von Fremdpartikeln oder Blasen im Elastomerfilm
- Geringer Wartungsaufwand
- Kurze Beschichtungsdauer
- Geringer technologischer Aufwand
- Wenige die Schichtqualität beeinflussende Parameter
- Gute Haftung der nachfolgenden Schicht
- geringe Beeinflussung der Elektrodenschicht.

### 7.1.2 Möglichkeiten zur Herstellung dünner Elastomerschichten

In der Mikrotechnik hat sich das *Schleuderverfahren* zur Erzeugung sehr dünner Polymer-schichten bewährt. In [73] wurden Elastomerfilme von 1 µm Dicke durch Spin-Coating gefertigt und abgelöst. Mithilfe dieses einfach zu realisierenden Verfahrens lassen sich homogene Schichtdicken mit hoher Reproduzierbarkeit fertigen. Die erreichte Schichtdicke ist im Wesentlichen abhängig von der Viskosität des Elastomers sowie Schleuderdrehzahl und -dauer, wobei bei hinreichend großer Schleuderdauer keine weitere Verringerung der Schichtdicke erfolgt. Mit dem Schleuderverfahren können nur planare oder konkave Aktoren gefertigt werden.

Durch *Tauchen* können sehr komplexe Formen realisiert werden [73]. Es sind beliebige Volumenkörper beschichtbar. Die Schichtstärke ist abhängig von Vernetzungsdauer, Viskosität und Geometrie. An vertikalen Körperflächen sind geringere Schichtdicken zu erwarten als an Schrägen. Da der Fließvorgang nur aufgrund der Schwerkraft stattfindet, muß zur Erreichung sehr dünner Schichten ein niedrigviskoses Basismaterial eingesetzt werden. Zur Bereitstellung eines langzeitstabilen Tauchbades muß ein Elastomer gewählt werden, welches eine sehr lange Topfzeit besitzt, oder welches erst bei Erreichen einer Grenztemperatur oder unter Bestrahlung mit UV-Licht vernetzt. Für die Fertigung geringer Stückzahlen ist dieses Verfahren aufgrund des benötigten Tauchbadvolumens unwirtschaftlich.

Auch beim *Sprühen* sind beliebige dreidimensionale Strukturen beschichtbar. Die zu erwartenden Verluste sind hierbei wesentlich geringer als beim Tauchen. Durch Besprühen eines vorgeheizten Körpers unter homogener Sprühnebelverteilung kann eine konstante Schichtdicke erreicht werden, dies erfordert jedoch einen entsprechenden technologischen Aufwand. Bei diesem Verfahren besteht eine erhöhte Wahrscheinlichkeit von Luft- oder Fremdpartikeleinschlüssen im Elastomerfilm.

Beim *Laminieren* werden mit einem der oben beschriebenen Verfahren vorgefertigte Elastomerschichten und optional auch vorgefertigte Elektroden übereinandergelegt. Die Haftung der Schichten untereinander hängt von der Adhäsivität des Elastomermaterials untereinander sowie mit den Elektroden ab. Das Verfahren erlaubt eine hohe Fertigungsgeschwindigkeit. Neben der Gefahr von Filmablösungen aufgrund zu geringer Haftung besteht die Gefahr von Lufteinschlüssen zwischen den Schichten während der Fertigung.

### 7.1.3 Realisierung der Elastomerschichtherstellung

Aus Gründen der einfachen Realisierbarkeit bei hoher Reproduzierbarkeit und geringer Fehleranfälligkeit wurde die Schleuderbeschichtung zur Elastomerschichtherstellung ausgewählt. Im Folgenden wird die Konzeption der Beschichtungsvorrichtung für zweikomponentige Elastomere beschrieben. Die zu realisierenden Prozessschritte umfassen

- Dosieren von zwei Elastomerkomponenten
- Mischen der Komponenten und Zuführung zum Schleuderteller
- Schleudern
- Thermisches Vernetzen und anschließendes Abkühlen
- Positionieren des Elastomerfilms zwecks nachfolgender Elektrodenaufbringung.

#### Dosiervorrichtung

Die zwei flüssigen Komponenten des Elastomermaterials sind in Kunststoffkartuschen vorrätig, welche durch Schrittantriebe abgedrückt werden. Die Dosiermenge sowie das Dosierverhältnis der Komponenten sind entsprechend dem verwendeten Elastomermaterial softwareseitig variabel einstellbar. Bild 7.1 gibt einen Überblick über den Aufbau der Dosiervorrichtung. Die geringste Dosiermenge  $V_{A,B}$  je Komponente ergibt sich aus dem Schrittwinkel  $\varphi$  der Antriebe, der Steigung  $k$  der Spindel sowie dem Innendurchmesser  $D_{A,B}$  der Kartuschen zu

$$V_{A,B} = \frac{\varphi \cdot k \cdot \pi \cdot D_{A,B}^2}{4}. \quad (7.1)$$

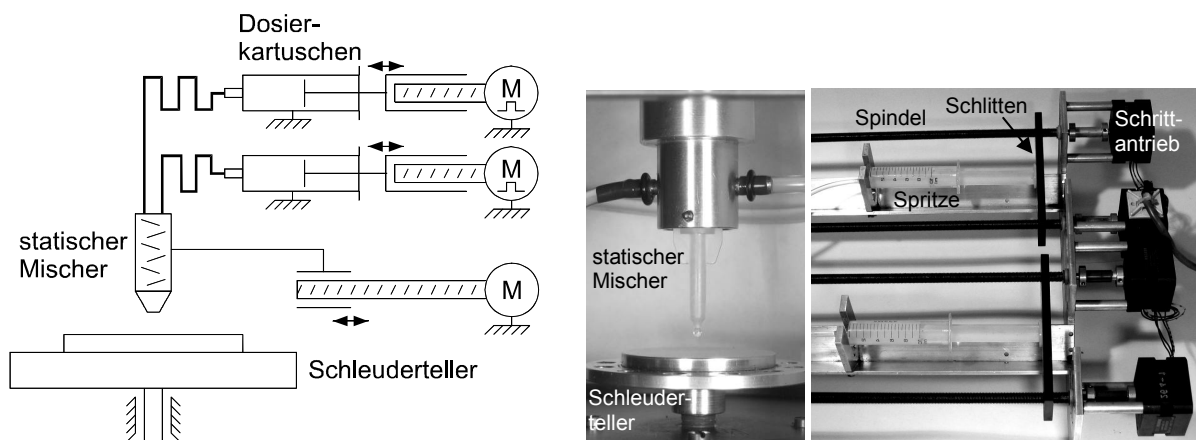
Die geringste Gesamtdosiermenge  $V_{\text{ges}}$  berechnet sich bei gleichem Kartuschendurchmesser  $D_A = D_B$  und somit  $V_A = V_B = V$  aus dem Dosierverhältnis  $n_A : n_B$  zu

$$V_{\text{ges}} = V \cdot (n_A + n_B) \quad (7.2)$$

bzw. bei angepaßtem Kartuschendurchmesser  $D_A : D_B = n_A : n_B$  zu

$$V_{\text{ges}} = V_A + V_B \quad (7.3)$$

Das ausgeworfene Silikonmaterial wird über Kunststoffschläuche zu einem statischen Einwegmischer geleitet, in welchem die Komponenten durch wiederholtes Zusammenführen und Aufteilen des Flüssigkeitsstromes blasenfrei vermischt werden. Das Füllvolumen des Mixers ist so gering bemessen, daß die bereits vermischten Komponenten während ihres Verbleibs im Mischer nicht vernetzen können, sofern die Prozeßdauer je Schicht unter der Topfzeit liegt. Die mit den flüssigen Elastomerkomponenten in Berührung stehenden Teile, wie Spritzen, Schläuche, Mischerhalter und Mischer dürfen keine Katalysatorgifte, wie z.B. Weichmacher enthalten, welche den Vernetzungsprozeß behindern oder gar unterbinden könnten. Der Mischer wird während des Dosiervorganges mittels eines Linearantriebes über den Schleuderteller gefahren.

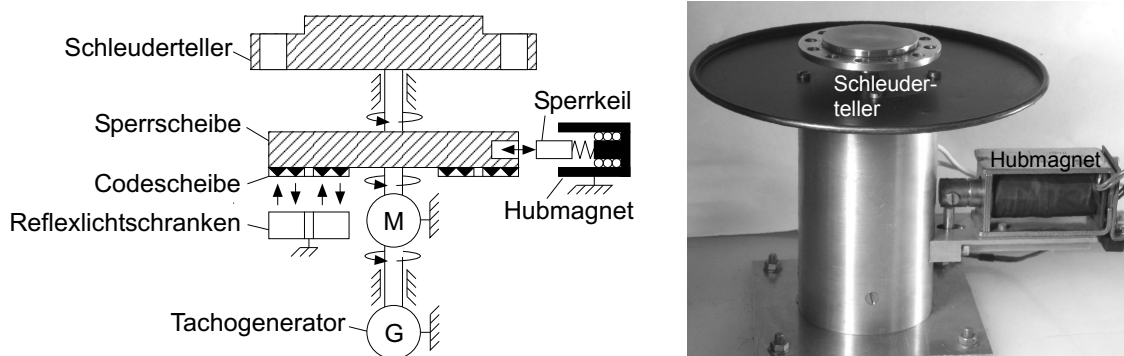


**Bild 7.1:** Dosiervorrichtung, schematische Darstellung und Fotografie

### Schleudervorrichtung

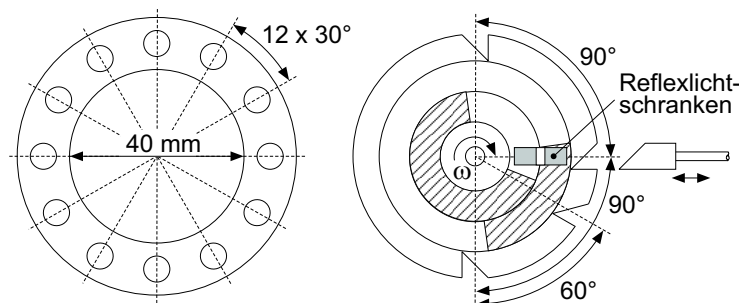
Am Ausgang des Mixers gelangen die vermischten Komponenten auf einen polierten Schleuderteller aus Aluminium mit 40 mm Durchmesser. Der Schleuderteller wird über einen Gleichstrommotor (Faulhaber) angetrieben, die Drehzahl wird über einen Tachometergenerator erfaßt, sie ist regelbar zwischen 0 und 5000 Umdrehungen pro Minute. Die Motorregelung erfolgt mittels eines Zweipunktreglers. Softwareseitig werden Schleuderdauer und

Drehzahl eingestellt, zur gleichmäßigeren Verteilung des Elastomermaterials kann diese langsam rampenartig erhöht werden. Bild 7.2 zeigt den Aufbau der Schleudervorrichtung.



**Bild 7.2:** Schleudervorrichtung mit Arretierung, schematische Darstellung und Fotografie

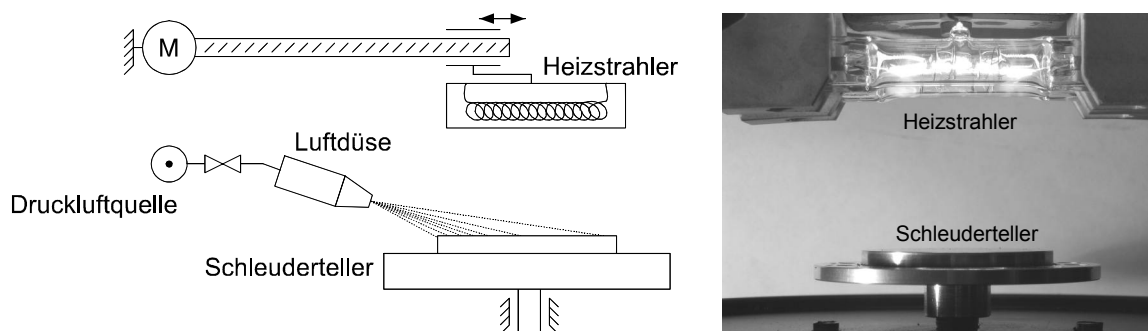
Der Schleuderteller kann zur nach der Vernetzung erfolgenden Elektrodenaufbringung durch ein Gesperre in verschiedenen Winkeln ( $0^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ) positioniert werden. Hierzu ist auf der Antriebswelle eine Gesperrscheibe angebracht, welche durch einen Hubmagneten arretiert werden kann. Eine auf der Gesperrscheibe angebrachte, durch eine Reflexlichtschranke ausgewertete Codescheibe dient zur Erfassung der Winkelstellung (Bild 7.3).



**Bild 7.3:** Schleuderteller (links) und Sperrscheibe mit Codierung

### Thermische Vernetzung

Mit einer Heizvorrichtung, welche mit Hilfe eines Linearantriebes über dem Schleuderteller positioniert werden kann, wird die Vernetzung des Elastomerfilmes beschleunigt. Die Heizleistung sowie die Dauer sind softwareseitig einstellbar. Nach abgeschlossener Vernetzung ist eine Kühlung des Schleudertellers erforderlich, damit das beim nachfolgenden Prozesszyklus aufgebrachte Elastomermaterial nicht bereits vor dem Aufschleudern vernetzt. Die Kühlung erfolgt mittels einer Druckluftdüse, welche von einem Ventil gesteuert wird (Bild 7.4).



**Bild 7.4:** Heiz- und Kühlvorrichtung, schematische Darstellung und Photographie

## 7.2 Herstellung der Elektroden

### 7.2.1 Auswahlkriterien für Material und Fertigungsverfahren

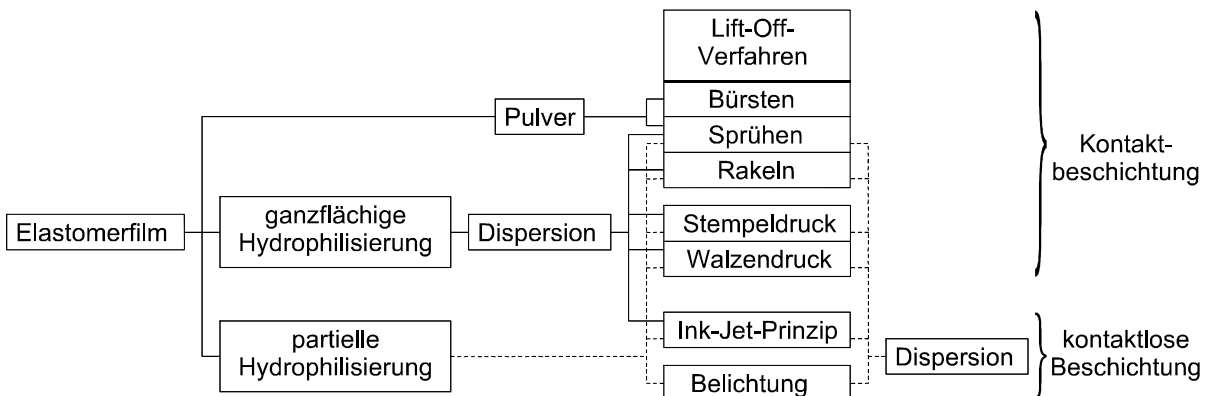
Neben den mechanischen sowie elektrischen Anforderungen an die Elektroden sind wie beim Dielektrikum Anforderungen nach technologischen Gesichtspunkten zu stellen. Die Elektroden müssen relativ zur Elastomerfilmdicke sehr dünn sein, da die Stapeloberfläche nach mehreren Schichten sonst nicht mehr eben ist, sondern im Bereich der Elektroden Aufwölbungen zeigt. Hierdurch werden ein Aufschleudern weiterer Schichten sowie die Elektrodenaufbringung erschwert oder gar unmöglich. Da die nachfolgende Elastomerschicht direkt auf der letzten Elektrodenschicht aufgeschleudert wird, dürfen sich während des Aufschleuderns keine Elektrodenpartikel lösen, damit die Leitfähigkeit erhalten bleibt. Des Weiteren können in den Elastomerfilm eingebettete leitfähige Partikel zu Kurzschlüssen oder verringerter Durchschlagfeldstärke führen. Die Elektrodenstruktur muß während des Aufschleuderns ohne Formänderung erhalten bleiben.

### 7.2.2 Möglichkeiten zur Herstellung strukturierter Partikelelektroden

Partikelelektroden können direkt aus dem pulverförmigen, dem dispergierten oder – im Falle von leitfähigen Salzen – aus dem gelösten Zustand hergestellt werden. Die Dispersion oder Lösung wird nach der Schichtherstellung verflüssigt, so daß leitfähige Partikel auf der Oberfläche verbleiben. Bild 7.5 gibt eine Übersicht über die Morphologie der Herstellung von Partikelelektroden.

Zum direkten strukturierten Auftrag eines Pulvers eignen sich das Aufbürsten oder Aufsprühen auf einen maskierten Film. Hierzu muß eine ausreichende Haftfähigkeit der Partikel auf dem Film gewährleistet sein. Pulverpartikel können prinzipiell auch durch Stempeln oder Walzen, ähnlich dem Laserdruck, aufgebracht werden, hier besteht jedoch die Problematik der Beschichtung des Druckwerkzeuges, da eine elektrostatische Beschichtung aufgrund der

Partikelleitfähigkeit nicht möglich ist. Aufgrund der geringen Filmhärte und -dicke besteht die Gefahr, daß Partikel in den Film eingedrückt werden.



**Bild 7.5:** Morphologie zur Herstellung von Pulverelektroden

Bedingt durch die hydrophoben Eigenschaften von Silikonen muß der dielektrische Film vor dem Auftrag einer Dispersion hydrophilisiert werden. Danach kann ein strukturierter Auftrag der Dispersion kontaktbehaftet mittels Aufsprühen auf einen maskierten Film, Siebdruck, Stempel- oder Walzendruck, bzw. kontaktlos mittels Tintendrucktechnik erfolgen.

Zur Strukturierung kann auch eine partielle Hydrophilisierung erfolgen. Hierzu wird eine entsprechende Chemikalie mittels einem der oben genannten Verfahren strukturiert auf die Filmoberfläche aufgebracht, oder der Film mittels einer Projektions- oder Laserbelichtung partiell hydrophilisiert. Eine auf den so vorbehandelten Film aufgesprühte oder aufgeschleuderte Dispersion haftet nur an den hydrophilisierten Bereichen.

In Voruntersuchungen zeigte sich, daß sehr dünne Silikonfilme unter dem Einfluß von Primern zerstört wurden [130]. Da davon auszugehen ist, daß auch bei verdünnter Anwendung und kürzerer Einwirkdauer die mechanischen Filmeigenschaften nachteilig beeinflusst werden, wird auf eine Hydrophilisierung zugunsten der direkten Pulveraufbringung verzichtet.

Bei gebürsteten Elektroden aus Graphitpulver wurden in ersten Untersuchungen höhere Leitfähigkeiten erzielt als bei aufgesprühten Elektroden, nachteilig ist jedoch die mechanische Filmbeanspruchung sowie viele beeinflussende und teils schwer quantifizierbare Einflußparameter. Hierzu zählen u.a. die Borstenhärte, -dicke, -dichte, -material und -oberflächenbeschaffenheit, Rotationsgeschwindigkeit der Bürste, Bürstdauer, Zustellkraft sowie die zugeführte Pulvermenge. Zur Maskierung des Filmes bieten sich geätzte Masken an, da diese sehr fein strukturiert ausführbar sind. Aufgrund der hierdurch bedingten geringen Maskendicke und der damit verbundenen hohen Flexibilität können Pulverpartikel leicht unter die Maske gebürstet werden, welche nur an den Maskenrändern gegen den Film gedrückt wird. Bei Verwendung dickerer Masken erreichen die Borsten die in den Randberei-

chen der Maske gelegenen Filmbereiche nicht mehr. Aufgrund der genannten Nachteile des direkten Aufbürstens wurde das Pulversprühen als Auftragsprinzip gewählt.

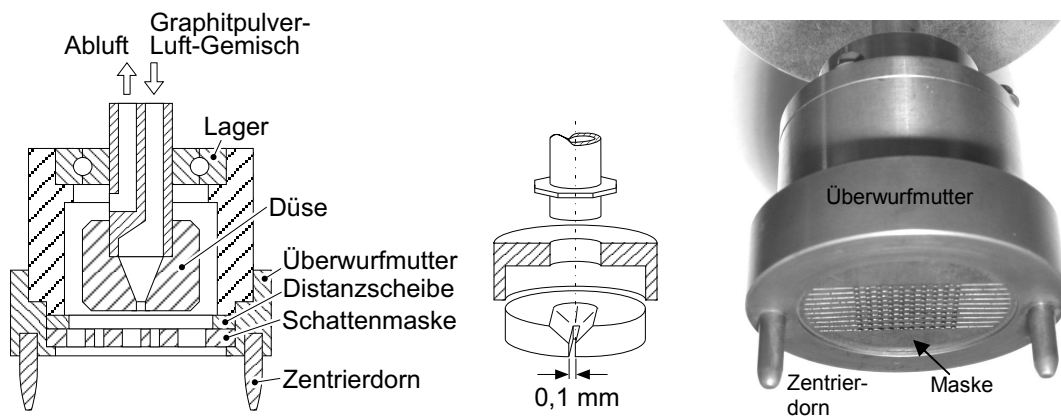
### 7.2.3 Realisierung der Elektrodenherstellung

Im Folgenden wird die Konzeption einer Vorrichtung zur strukturierten Sprühbeschichtung eines Elastomerfilmes mit einem leitfähigen Pulver beschrieben. Die zu realisierenden Prozessschritte sind

- Maskieren des Elastomerfilmes
- Dosierung des Graphitpulvers und Zuführen zum Luftstrom
- Aufsprühen des Pulver-Luft-Gemisches auf den Elastomerfilm.

#### Beschichtungskopf

Der in Bild 7.6 dargestellte Beschichtungskopf beinhaltet eine Schattenmaske, welche aus 100 µm starkem Bronzeblech besteht und mit Hilfe photolithographischer Strukturierung und anschließendem Ätzprozeß gefertigt wurde. Durch beidseitiges Ätzen lassen sich Strukturen mit einer Breite entsprechend der Blechdicke herstellen. Die Maske wird durch eine Überwurfmutter fixiert und ist so einfach zu wechseln. Der Abstand zwischen Maske und Düse wird durch einen austauschbaren Distanzring eingestellt.

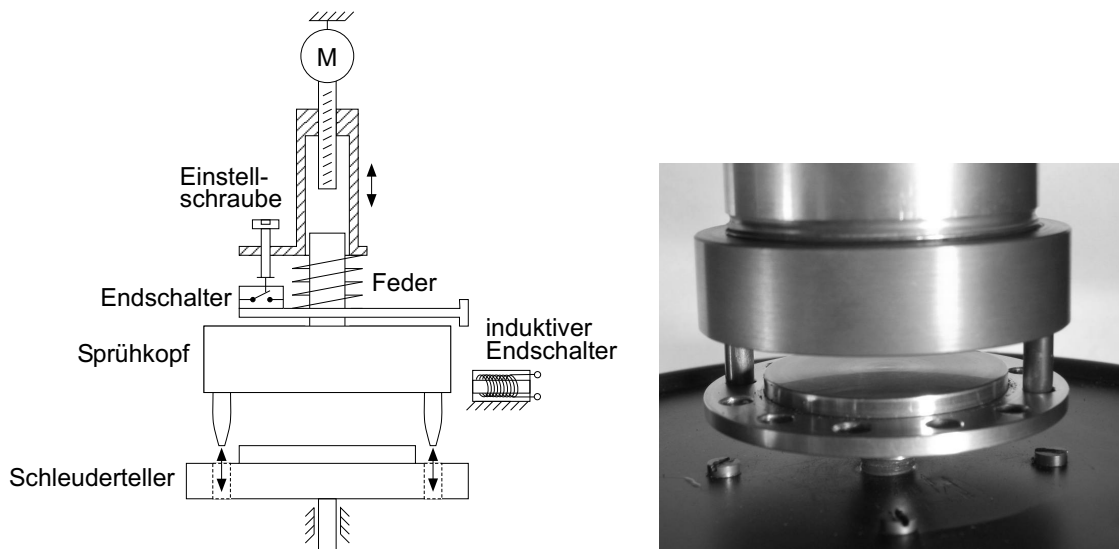


**Bild 7.6:** Aufbau des Beschichtungskopfes (links) und der Düse (Mitte) sowie Fotografie

Voruntersuchungen zeigten, daß sich bei Erhöhung der Strömungsgeschwindigkeit des Sprühmediums durch Verwendung einer Düse bei geringem Abstand zum Elastomerfilm um ein bis zwei Größenordnungen höhere Leitfähigkeiten erzielen ließen als bei großflächiger Beschichtung. Die Düse ist daher als Schlitzdüse mit einer Breite von 100 µm über den Radius ausgeführt. Damit der Sprühstrahl die gesamte Elastomerfilmfläche überstreicht, ist der Beschichtungskopf drehbar um die feststehende Düse gelagert. Die Zentrierdorne des Beschichtungskopfes greifen beim Zustellen in die Zentrierbohrungen des zuvor in einem be-

stimmten Winkel positionierten Schleudertellers ein. Der Maskenrand wird gegen den auf dem Schleuderteller befindlichen Silikonfilm gedrückt. Beim Rotieren des Schleudertellers dreht sich der maskierte Silikonfilm unter der Düse. Durch den auf die Maskenfläche wirkenden Sprühdruk wird die elastische Maske ganzflächig gegen den Elastomerfilm gedrückt, wodurch eine Unterwanderung der Maske mit Graphitpartikeln weitgehend verhindert wird.

Die Zustellung des Beschichtungskopfes erfolgt mittels eines Linearantriebes (Bild 7.7). Nach dem Aufsetzen des Kopfes auf dem Schleuderteller wird eine Feder bis zum Auslösen des Endschalters gespannt. Hierdurch wird eine reproduzierbare Anpreßkraft zwischen Maske und Silikonfilm realisiert. Die Vorspannung kann mittels einer Einstellschraube variiert werden. Da der Endschalter auch auslöst, wenn die Zentrierdorne neben den Zentrierbohrungen aufsetzen, ist zusätzlich ein induktiver Näherungsschalter zur Erkennung der Endlage ergänzt, wodurch ein Anlaufen der Schleuder im Fehlerfall verhindert werden kann.



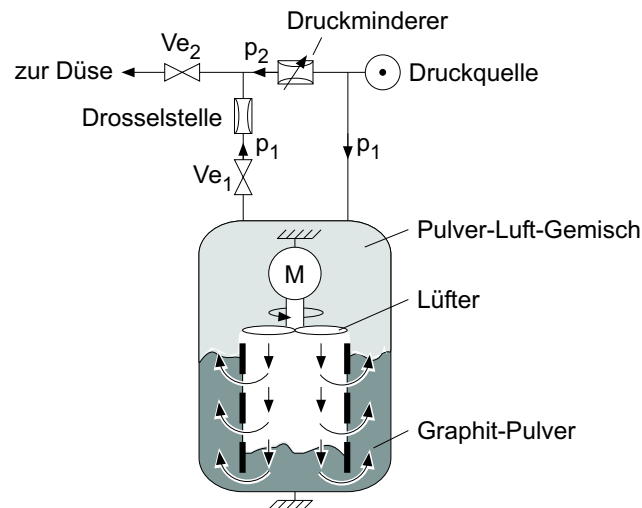
**Bild 7.7:** Zustellung des Beschichtungskopfes, schematische Darstellung und Fotografie

### Pulverfluidisierung

Das Graphitpulver wird in einem Druckbehälter bevorratet. Eine reproduzierbare Pulvermenge kann nicht direkt angesaugt werden, da sich hierbei Kanäle im Pulvervorrat ausbilden und nach einiger Zeit keine Partikel mehr vom Luftstrom mitgerissen werden. Daher wurde eine Vorrichtung zur Pulverfluidisierung entwickelt (Bild 7.8). Durch Aufwirbelung des Pulvers wird im oberen Teil eines Druckbehälters ein Pulver-Luft-Gemisch erzeugt. Hierbei wird mittels eines Lüfters Luft durch ein in das Pulver eingetauchtes Rohr geblasen, welches mehrere seitliche Bohrungen besitzt. Nach dem Öffnen des Magnetventils  $Ve_2$  strömt Luft von der Druckluftquelle zur Düse. Mithilfe des Druckmindererventils kann eine Druckdiffe-



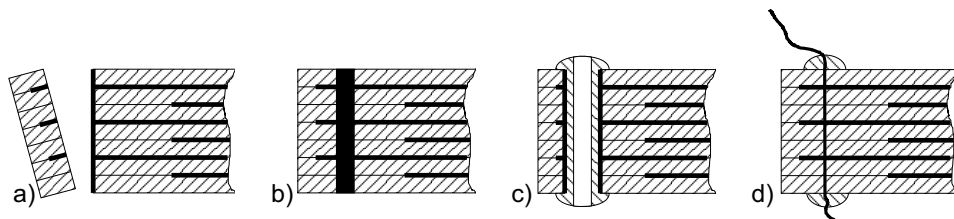
renz  $\Delta p = p_1 - p_2$  zwischen dem Behälterdruck  $p_1$  und dem Strömungsdruck  $p_2$  erzeugt werden. Beim Öffnen des Ventils  $Ve_1$  strömt daher Pulver-Luft-Gemisch aus dem Behälter und vermischt sich mit dem Luftstrom zur Düse. Da nur eine sehr geringe Pulvermenge je Elektrodenschicht benötigt wird und das Ventil nicht für eine beliebig kurze reproduzierbare Zeitdauer geöffnet werden kann, ist am Druckbehälterausgang eine Drosselstelle vorgesehen, wodurch der Volumenstrom reduziert wird.



**Bild 7.8:** Schematische Darstellung der Pulverfluidisierung

### 7.3 Kontaktierung

Die Kontaktierung jeder einzelnen Elektrodenschicht während der Stapelfertigung ist aufgrund der geringen Elektrodenschichtdicke nur mit sehr hohem technologischem Aufwand zu realisieren. Eine einfachere Möglichkeit besteht in der Kontaktierung des fertigen Aktors. Bild 7.9 zeigt Möglichkeiten zur Kontaktierung der Schichten im Bereich der herausgeführten Zuleitungsschichten.



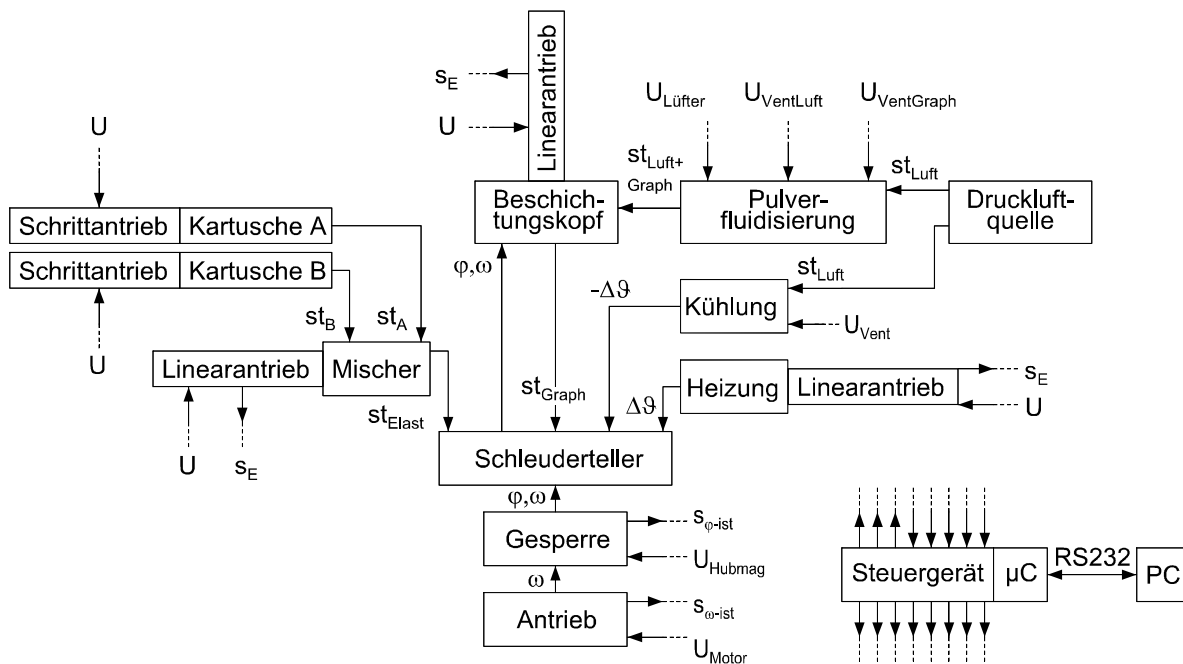
**Bild 7.9:** Möglichkeiten zur Kontaktierung der Schichten

Nach dem Durchtrennen des Aktors im Zuleitungsbereich werden die Zuleitungen zugänglich. Die Kontaktierung erfolgt durch Beschichtung der Schnittfläche mit einem leitfähigen Material, z.B. Graphitpulver (a). Eine weitere Möglichkeit besteht in einer Stanzung im Bereich der Zuleitungen. Die entstandene Öffnung kann zur Kontaktierung mit einem leitfähi-

gen Material, z.B. rußgefülltem Silikon ausgefüllt werden (b), die Kontaktierung kann auch durch Beschichtung der Stanzungsinnenfläche mit Graphitpulver und anschließendem Einbringen einer Niete erfolgen (c). Mittels Durchstechen des Zuleitungsbereichs mit einem Draht kann ebenfalls eine Kontaktierung realisiert werden [73]. Durch das Einbringen von Graphitpulver in die Einstichöffnung kann die Zuverlässigkeit der Kontaktierung erhöht werden. Der Draht wird mit Elastomermaterial fixiert (d). Aufgrund des geringen Aufwandes wurde das zuletzt beschriebene Verfahren zur Kontaktierung der Prototypen verwendet.

## 7.4 Übersicht des Prozeßablaufs und Steuerung

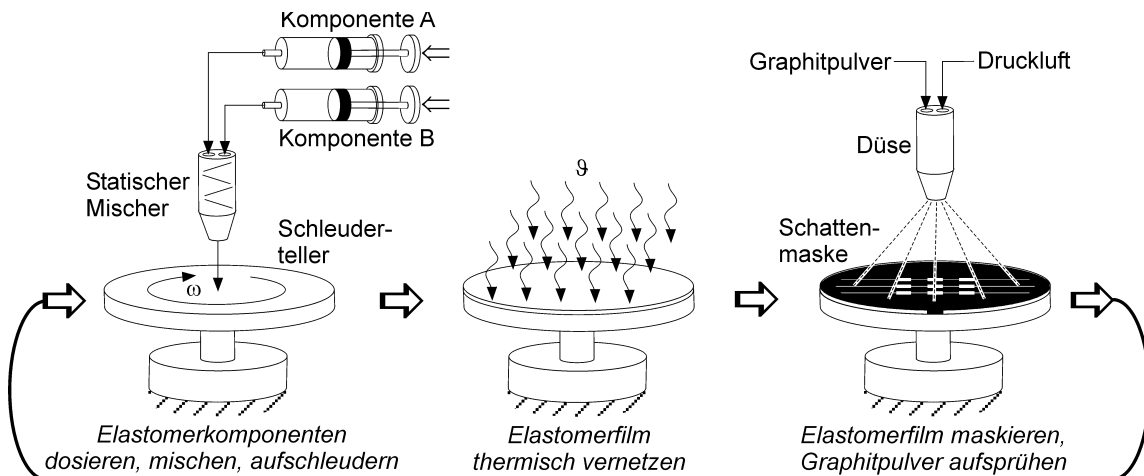
Bild 7.10 zeigt das Blockschaltbild der entwickelten Fertigungsanlage. Das Steuergerät beinhaltet die zur Ansteuerung der Komponenten benötigten Treiberschaltungen, wie Schrittmotor- und Motorsteuerungen, Drehzahlregler, Auswertungsschaltungen für die Reflexlichtschranken, Hubmagnetsteuerung, Phasenanschnittsteuerung der Heizung sowie Relais für die Ventilsteuerung. Das Steuergerät ist über die RS-232-Schnittstelle mit einem Rechner verbunden, welcher unter der Software LABVIEW<sup>®</sup> die Prozeßsteuerung durchführt. Der Rechner sendet Steuersignale sowie Prozeßparameter, wie z.B. die Motordrehzahl an das Steuergerät und empfängt von diesem Signale  $s_E$  der Endschalter.



**Bild 7.10:** Blockschaltbild der Fertigungsanlage (s: Signal; st: Stoff; U: Steuerspannung)

Bild 7.11 zeigt die Prozeßfolge zur Herstellung der Stapelaktoren. Die Fertigung beginnt mit der Herstellung einer dielektrischen Schicht, wofür der Mischer durch einen Linearantrieb über den Schleuderteller bewegt wird. Entsprechend der eingestellten Dosiermenge und

–verhältnisse werden die Kartuschen, welche das Elastomermaterial bevorraten durch Schrittantriebe abgedrückt und die Komponenten dem Mischer zugeführt, an dessen Ausgang sie auf den Schleuderteller gelangen. Durch Rotation des Schleudertellers mit einer einstellbaren Drehzahl und Zeitdauer wird das Elastomermaterial zu einem dünnen Film aufgeschleudert. Nach Beendigung des Schleudervorganges wird der Heizstrahler mittels Linearantrieb über dem Schleuderteller positioniert und der noch flüssige Elastomerfilm durch eine Bestrahlung mit einstellbarer Leistung und Dauer vernetzt. Der aufgeheizte Schleuderteller wird nach der Vernetzung über eine Düse mit Druckluft abgekühlt. Der Schleuderteller wird in einem definierten Winkel zum Beschichtungskopf positioniert. Danach wird der Beschichtungskopf durch einen Linearantrieb zugestellt, wobei seine Zentrierdorne in die Bohrungen des Schleudertellers eingreifen und die Schattenmaske gegen den Elastomerfilm gedrückt wird. Der Schleuderteller wird in Rotation versetzt, wobei sich der maskierte Elastomerfilm unter der feststehenden Schlitzdüse dreht. Der Lüfter der Pulverfluidisierung sowie die Druckluftversorgung der Düse werden eingeschaltet. Das Ventil des Pulverbehälters wird für eine kurze Zeit geöffnet, wobei dem Luftstrom zur Düse eine geringe Menge des fluidisierten Pulvers beigemischt wird. Nach dem Rückstellen des Beschichtungskopfes wird die strukturierte Elektrode nochmals mit Druckluft abgeblasen, um lose Pulverpartikel zu entfernen. Der Prozeß beginnt von neuem, wobei der nachfolgende Elastomerfilm direkt auf die zuvor hergestellte Elektrode aufgeschleudert wird. Die nachfolgende Elektrode wird zur Ermöglichung einer getrennten Kontaktierung nach Fertigstellung des Stapels mit einem Winkelversatz zur vorherigen Elektrode aufgebracht.



**Bild 7.11:** Prozessfolge zur Herstellung von Elastomerstapelaktoren

Folgende Parameter sind softwareseitig einstellbar:

- Dosiermenge und –verhältnis sowie Nachtropfdauer
- Schleuderdrehzahl, -dauer und Rampendauer beim Anfahren

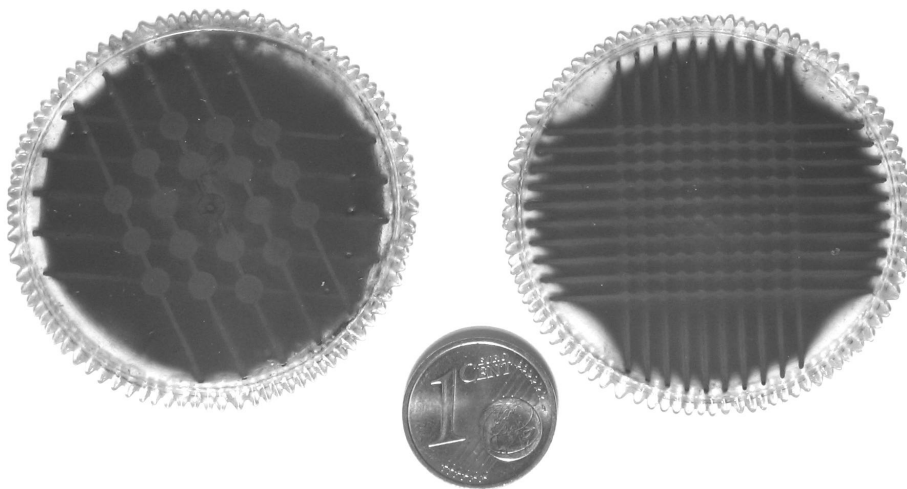
- Heiz- und Kühldauer
- Winkelversatz der Elektroden
- Drehzahl während der Beschichtung
- Sprühdauer und Abblasdauer

Zusätzlich sind die folgenden Parameter manuell einstellbar:

- Leistung des Heizstrahlers
- Lüfterdrehzahl der Pulverfluidisierung
- Anpreßkraft des Beschichtungskopfes
- Sprühdruck

## 7.5 Ergebnisse

Mit der in den vorangegangenen Abschnitten beschriebenen Vorrichtung wurden funktionsfähige Stapelaktoren mit bis zu 200 dielektrischen Schichten und einer Gesamtdicke von 4 mm hergestellt. Bild 7.12 zeigt Stimulatorfelder mit hexagonal und orthogonal angeordneten Aktoren, welche aus 100 dielektrischen Schichten bei einer Gesamtdicke von 2 mm bestehen. Der Durchmesser der 100 Aktoren des Arrays mit orthogonaler Anordnung beträgt jeweils 1 mm bei einem Mittenabstand von 2 mm. Die Bereiche zwischen den Aktorelementen sind dunkel gefärbt, da während der Herstellung der Elektroden-schichten eine Unterwanderung der Schattenmaske mit Graphitpartikeln nicht vollständig vermieden werden konnte. Die in diesen Bereichen vorherrschende Partikeldichte bewirkt jedoch keine Ausbildung einer leitfähigen Schicht.

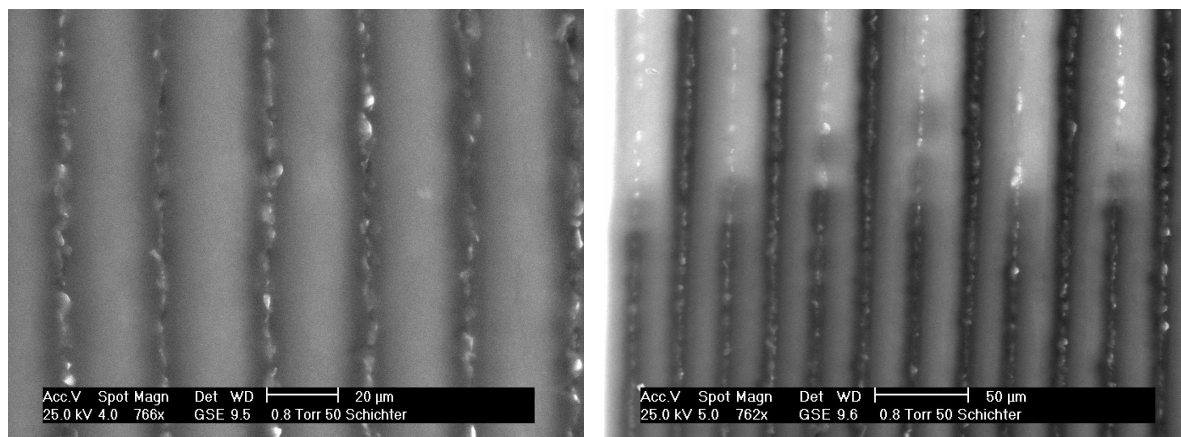


**Bild 7.12:** Stimulatorarrays mit hexagonaler und orthogonaler Anordnung

In Bild 7.13 sind ESEM<sup>11</sup>-Aufnahmen eines Aktorquerschnittes dargestellt. Die Dicke der Silikonschichten beträgt jeweils ca. 20 µm bei einer Dicke der Graphitschichten von etwa 5 µm. Bild 7.13 rechts zeigt den Querschnitt im Bereich der Zuleitungen. Man erkennt im oberen Bildbereich, daß offensichtlich Graphitpartikel die Maske unterwandert haben, jedoch keine leitfähige Schicht mehr bilden (helle Färbung). Im rechten Bild erkennt man außerdem eine leicht variierende Silikonschichtdicke. Die Ursache wird in einer mit der Schichtanzahl zunehmenden Unebenheit der Aktoroberfläche zurückgeführt, welche jedoch vermutlich durch Optimierung der Technologie sowie der Prozeßparameter beseitigt werden kann. Auch kurzzeitige Unterbrechungen des Prozesses können zu solchen Schwankungen führen, da sich die Viskosität des bereits im Mischer befindlichen Silikones während der Unterbrechungszeit erhöht und zu dickeren Schichten führt.

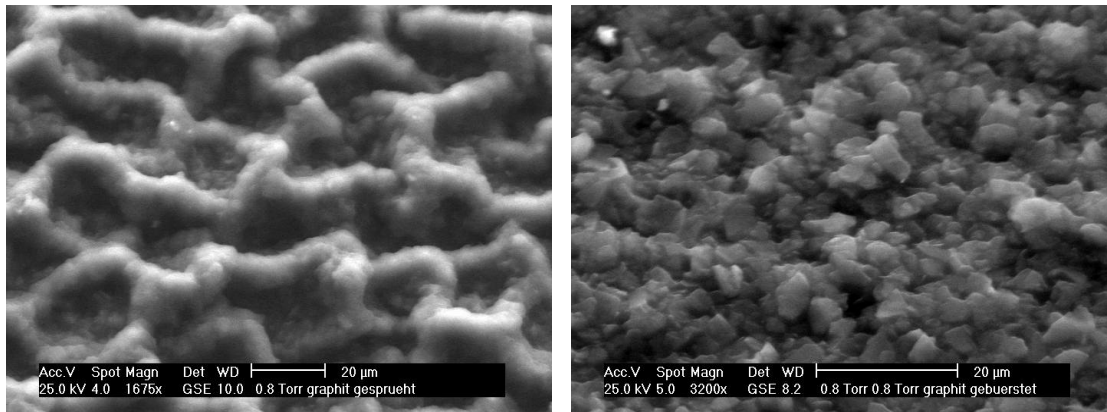
Bild 7.14 zeigt eine mit der Beschichtungsvorrichtung aufgesprühte Elektrode (links) im Vergleich zu einer aufgebürsteten Elektrode (rechts). Man erkennt deutlich die größere Oberflächenrauigkeit der gesprühten Elektrode.

Bei Betrachtung der Elektrodenmitte Bild 7.15 fällt auf, daß auf einer kreisförmigen Fläche, deren Radius etwa der Schlitzbreite der Beschichtungsdüse entspricht, die Oberflächenrauigkeit stark abnimmt. Die Schichtzusammensetzung ähnelt hier der gebürsteten Elektrode. Dies wird auf einen erhöhten mittleren Strahldruck in der Elektrodenmitte aufgrund der Rotationsdüsenkonstruktion zurückgeführt. Durch eine ganzflächige Erhöhung des mittleren Strahldruckes durch konstruktive Maßnahmen kann also voraussichtlich die Elektrodenqualität noch deutlich gesteigert werden.

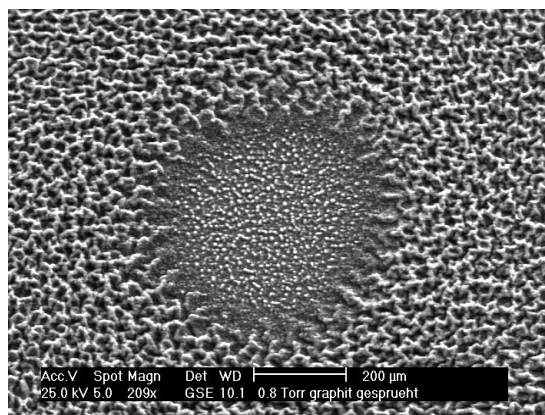


**Bild 7.13:** ESEM-Aufnahme eines Querschnittes in der Aktormitte (links) und im Randbereich (rechts) [50]

<sup>11</sup> ESEM=Environmental-Scanning-Electron-Microscope; in der Probenkammer herrscht im Gegensatz zu konventionellen Raster-Elektronen-Mikroskopen Wasserdampfatmosphäre, wodurch eine leitfähige Beschichtung der Probe nicht notwendig ist und Schichtstrukturen besser sichtbar werden. Die Aufnahmen entstanden mit freundl. Unterstützung des Instituts f. Geowissenschaften, TU Darmstadt.

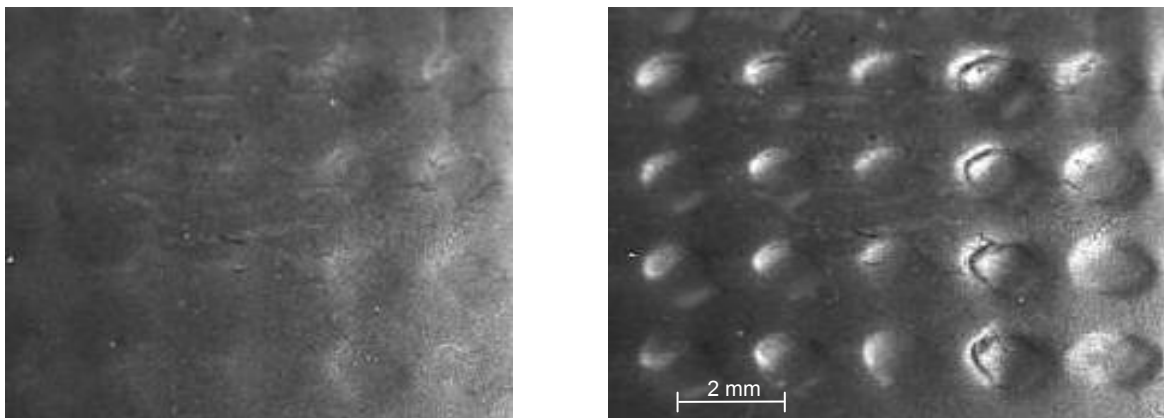


**Bild 7.14:** ESEM-Aufnahmen einer aufgespritzten (links) und einer aufgebürsteten Graphitschicht



**Bild 7.15:** ESEM-Aufnahme im Zentrum einer aufgespritzten Graphitpulver-Elektrode

Bild 7.16 zeigt die Draufsicht auf ein 100-schichtiges Stapelaktorarray im spannungslosen Zustand sowie bei Betrieb mit einer Spannung von 850 V. Die Aktorhöhe beträgt 2 mm. Es ist eine deutliche konkave Wölbung der Aktoroberfläche im Elektrodenbereich beim Anlegen der Betriebsspannung zu sehen. Auf der hier nicht sichtbaren Aktorrückseite ist eine entsprechende Deformation zu beobachten.



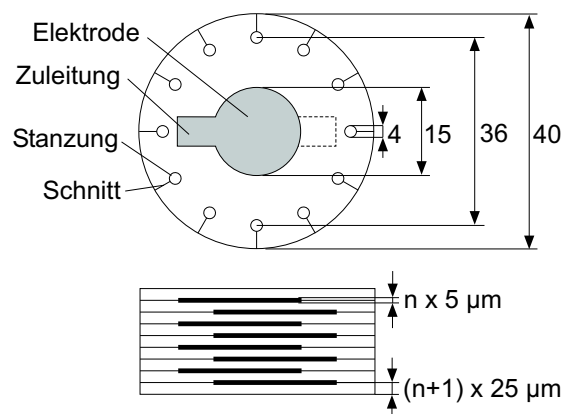
**Bild 7.16:** Draufsicht auf ein Aktorarray: links spannungslos, rechts Betriebsspannung 850 V

## 8 Meßtechnische Charakterisierung

Die meßtechnische Charakterisierung des Betriebsverhaltens von Elastomeraktoren ist aufgrund ihrer hohen Nachgiebigkeit kompliziert [63]. Die direkte Messung der Aktorkräfte oder des Spannungs-Dehnungs-Verhaltens sind aufgrund der durch die hohen Querdehnungen verursachten Reibung an den Kontaktflächen immer fehlerbehaftet. Bei optischer Erfassung der Aktordehnung können Meßfehler durch Reibung an den Kontaktflächen ausgeschlossen werden. Hierbei muß jedoch durch geeignete Maßnahmen ein Aufwölben des Aktors verhindert werden. Die Materialeigenschaften des Dielektrikums (Spannungs-Dehnungs-Verhalten und mechanische Impedanz) wurden bereits in Kap. 6 bestimmt, somit kann der elektrostatische Druck, welcher die gemessenen Dehnungen erzeugt, berechnet werden.

Die Messung des Elektrodenwiderstandes in Abhängigkeit von der Dehnung gibt Aufschluß über die dehnungsabhängige elektrische Grenzfrequenz und darüber, ob die Elektrode im höheren Dehnungsbereich überhaupt leitfähig bleibt.

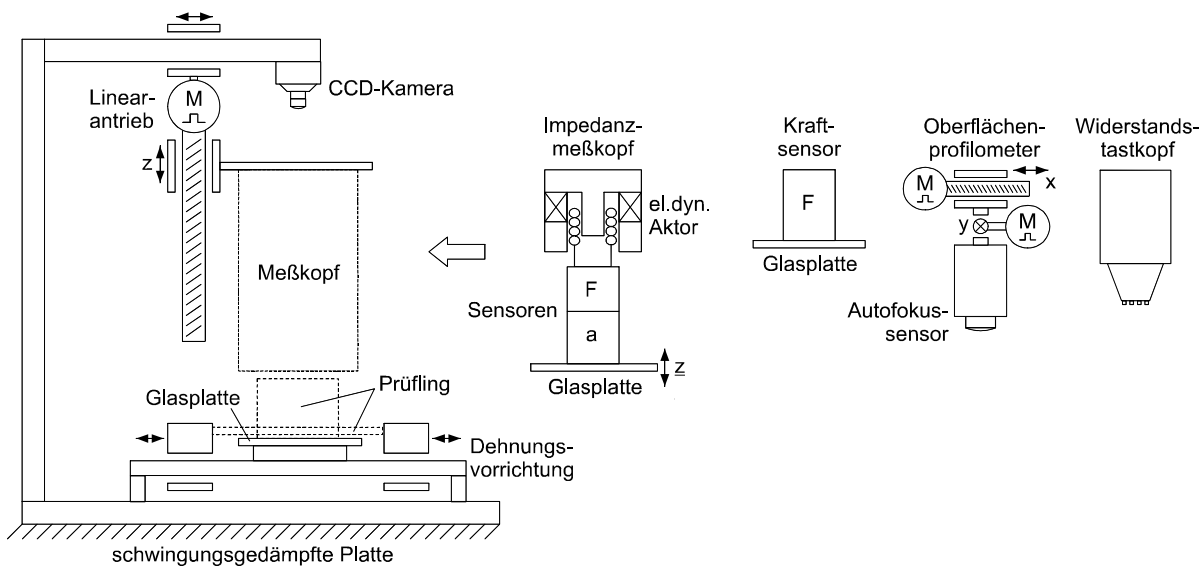
Im Folgenden sollen die Konzeption der für die Messungen benötigten Aufbauten, die Durchführung der Messungen sowie die Ergebnisse und deren Interpretation dargestellt werden. Als Meßobjekte dienten Prototypen nach Bild 8.1 mit 21 bzw. 51 dielektrischen Schichten. Die Ausschußquote sowie die Qualitätsschwankungen bei der Aktorproduktion sind aufgrund der im Rahmen dieser Arbeit noch nicht erfolgten Optimierung der Fertigungstechnologie noch sehr hoch. Eine Vermessung einer höheren Anzahl von Aktoren zur statistischen Absicherung der Meßergebnisse erfolgte daher mangels einer entsprechend hohen Anzahl an fehlerfreien Prototypen nicht. Mithilfe der Meßergebnisse läßt sich jedoch das in Kap. 5 erstellte analytische Modell verifizieren sowie Verbesserungsvorschläge für Modell, Fertigungstechnologie und Meßtechnik ableiten. Die Meßergebnisse sollen einen ersten Überblick über mit diesem Aktorprinzip realisierbare Betriebskennwerte und Grenzwerte geben.



**Bild 8.1:** Abmessungen und Aufbau der untersuchten Prototypen

## 8.1 Konzeption des Meßplatzes

Der Meßplatz besteht aus einer für die verschiedenen Messungen unveränderten Grundanordnung mit einem vertikal angeordneten Linearantrieb, an welchem der für die jeweilige Messung benötigte Meßkopf angebracht wird (Bild 8.2). Als Meßköpfe werden eine Vorrichtung zur Bestimmung der mechanischen Impedanz, ein Kraftaufnehmer, ein Oberflächenprofilometer sowie ein Tastkopf zur Flächenwiderstandsmessung eingesetzt. Als Träger für den zu vermessenden Prüfkörper dient eine Glasplatte, welche zur Ermöglichung der Quergleitung des Prüfkörpers während der Deformation mit Vaseline geschmiert ist. Die Meßköpfe zur Impedanz- bzw. Kraftmessung besitzen ebenfalls eine geschmierte Glasplatte als Kontaktfläche. Optional können Meßobjekte zur Bestimmung von Eigenschaftsänderungen bei zweiachsiger Dehnung mit Hilfe einer Dehnungsvorrichtung radial vorgedehnt werden. Der Meßkörper wird optisch mit einer CCD-Kamera erfaßt und seine Dehnung mittels Bildbearbeitungssoftware bestimmt. Der Meßkopf kann hierfür seitlich aus dem Bildbereich der Kamera verfahren werden.

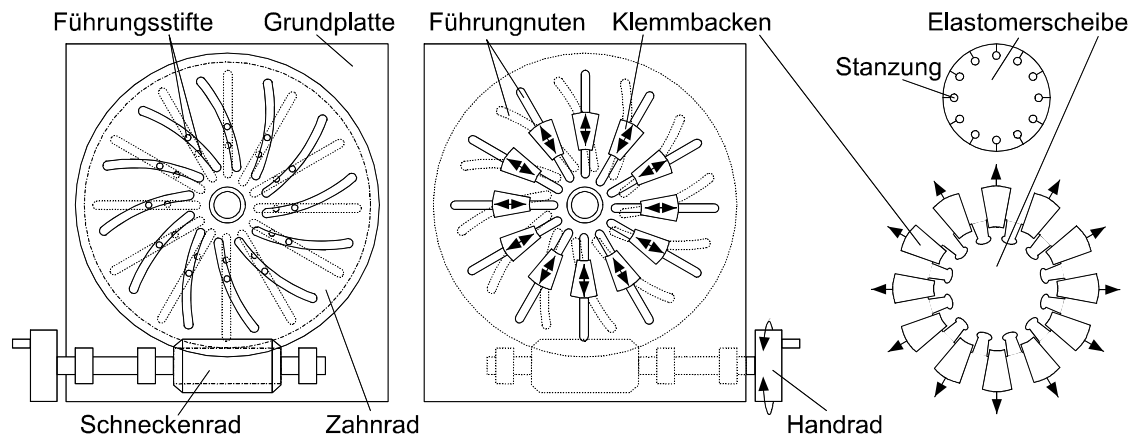


**Bild 8.2:** Konzeption des Meßplatzes und verwendete Meßköpfe

Die Vorrichtung zur radialen Dehnung besteht aus zwölf kreisförmig auf einer Grundplatte angeordneten, auf dem Radius verschiebbaren Klemmbacken, in welche eine kreisförmige Elastomerplatte eingespannt werden kann (Bild 8.3). Die Klemmbacken sind mit Stiften versehen, welche in radial verlaufende Führungsnuten der Grundplatte eingreifen. Unterhalb der Grundplatte befindet sich ein Zahnrad, welches sich über ein Schneckenrad mittels eines Handrades drehen läßt. Das Zahnrad verfügt über gekrümmte Nuten, welche ebenfalls mit Stiften der Klemmbacken im Eingriff stehen. Durch Verdrehen des Zahnrades werden alle Backen entlang der Führungsnuten bewegt. Die zu dehnende Elastomerplatte verfügt entsprechend über zwölf gleichmäßig auf dem Umfang verteilte runde Stanzungen, welche nach



außen geschlitzt sind. Durch die zirkuläre Dehnung wird im durch die Stanzungen begrenzten Innenkreis der Elastomerplatte eine homogene zweiachsige Spannungs- und Dehnungsverteilung erreicht [22]. Somit können der Einfluß der zweiachsigen Dehnung, wie sie während des Aktorbetriebes auftritt, auf die Eigenschaften der Elektroden sowie der Einfluß der Aktorvordehnung auf dessen Betriebsverhalten untersucht werden.



**Bild 8.3:** Vorrichtung zur zirkularen Dehnung von Elastomerfilmen

## 8.2 Leitfähigkeit der Elektroden bei zweiachsiger Dehnung

### 8.2.1 Meßanordnung und Durchführung der Messungen

Die Anordnung zur Bestimmung der Elektrodeneigenschaften ist in Bild 8.4 dargestellt. Zur Bestimmung des Flächenwiderstandes der Elektroden wird ein Flächenwiderstandsmeßgerät nach dem Vierkontaktmeßverfahren verwendet. Der gemessene Flächenwiderstand ist abhängig von der Elektrodengeometrie. Das Meßgerät bietet eine Fehlerkorrektur für verschiedene voreingestellte Elektrodengeometrien. Der Meßkopf wird von einem Linearantrieb mittig gegen die rechteckförmige Elektrode (25 x 5 mm) gefahren. Diese ist auf einer Elastomerscheibe aufgebracht, welche in der Dehnvorrichtung eingespannt ist. Der Flächenwiderstand wird für verschiedene Querdehnungen aufgenommen. Eine CCD-Kamera nimmt ein Bild von der ungedehnten Elektrode sowie während der unterschiedlichen Dehnungszustände auf. Mittels einer Bildbearbeitungs-Software wird die jeweilige Dehnung bestimmt. Während der Änderung der Dehnung durch manuelles Verstellen der Dehnvorrichtung wird der Meßkopf abgehoben und zur Aufnahme des Dehnungszustandes aus dem Bildbereich der Kamera gefahren. Die Meßwerte wurden in drei Dehnungs- und Entlastungszyklen bestimmt. Da die Dehnungsvorrichtung keine Einstellung eines definierten Dehnungszustandes erlaubt, sind die Meßpunkte zufällig verteilt.

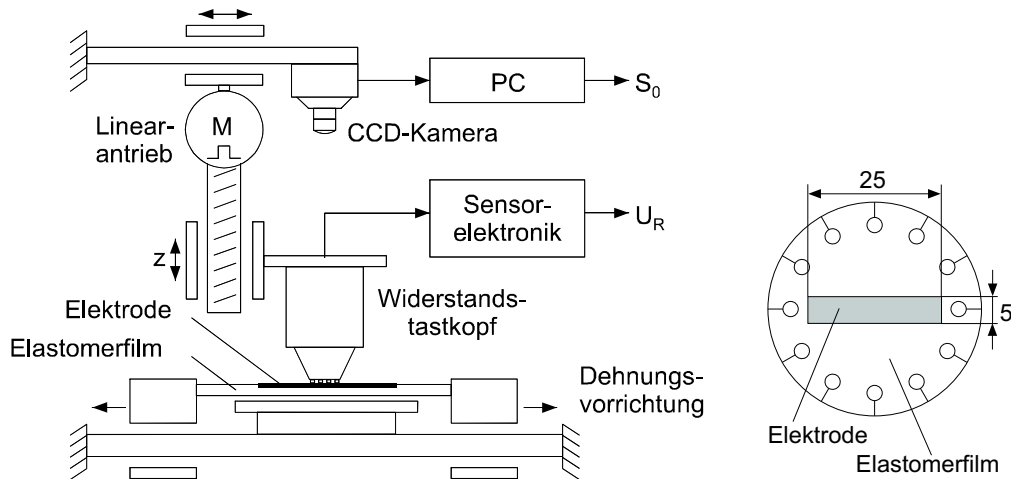


Bild 8.4: Meßanordnung zur Bestimmung des dehnungsabhängigen Flächenwiderstandes

### 8.2.2 Ergebnisse

Es wurden folgende Elektrodenmaterialien in Pulverform untersucht: Zink, Indium-Zinn-Oxid (ITO), Kohlenstoff sowie Graphitpulver. Mit keinem der verwendeten Materialien außer mit Graphit ließ sich eine Leitfähigkeit nachweisen (Meßbereichsobergrenze des Flächenwiderstandsmeßgerätes  $R_{\square, \max} = 200 \text{ k}\Omega$ ). Als Grund wird bei Zinkpulverelektroden eine Fremdschichtbildung auf den Partikeln vermutet, welche zu hohen Kontaktwiderständen zwischen den Partikeln führt. Bei den anderen Materialien liegt vermutlich eine zu geringe Haftung der Materialien auf dem Elastomerfilm sowie der Partikel untereinander vor, was zu einer geringen Partikeldichte führt. In Voruntersuchungen zeigten gebürstete Graphitpulverelektroden die besten Leitfähigkeiten. Daher wurden die Flächenwiderstandswerte von mit der entwickelten Technologie gesprühten Graphitpulverelektroden mit den Werten gebürsteter Elektroden verglichen (Bild 8.5).

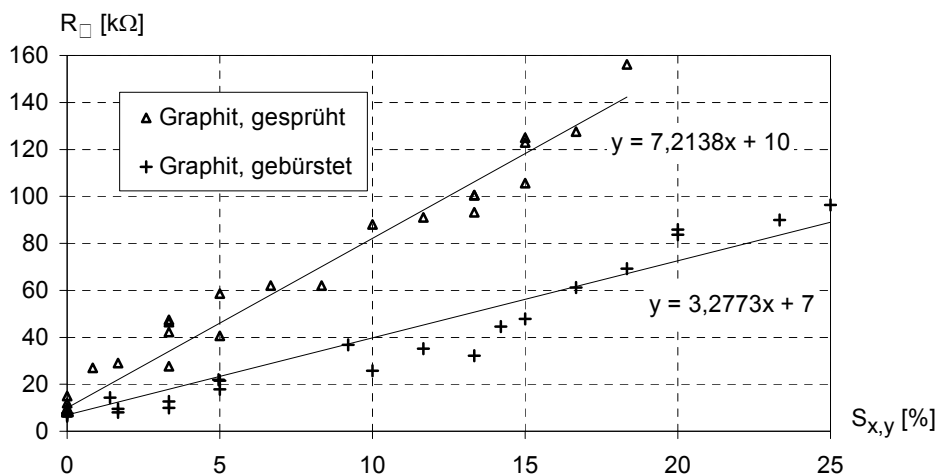


Bild 8.5: Flächenwiderstand von Graphitpulverelektroden bei planarer Dehnung

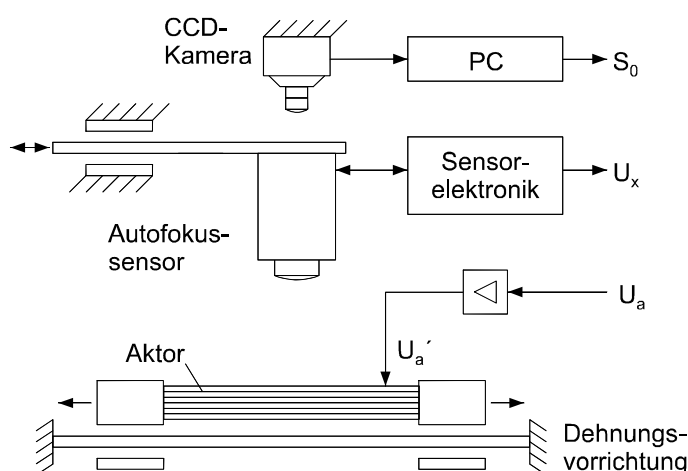
Der Flächenwiderstand der aufgespritzten Elektroden beträgt  $R_{\square} = 10 \text{ k}\Omega$ . Bei zweiachsiger Dehnung ergibt sich ein zur Querdehnung nahezu proportionaler Anstieg des Flächenwiderstandes bis zu einem Flächenwiderstand von  $R_{\square} = 140 \text{ k}\Omega$  bei einer Querdehnung  $S_x = 18 \%$  der ersten Probe bzw.  $R_{\square} = 152 \text{ k}\Omega$  bei  $S_x = 25 \%$  für die zweite Probe. Bei aufgebürsteter Elektrode wurde ein Flächenwiderstand von  $R_{\square} = 7,7 \text{ k}\Omega$  bei ungedehnter Elektrode und einem Anstieg auf  $R_{\square} = 96,3 \text{ k}\Omega$  bei  $S_x = 25 \%$ . Oberhalb einer Dehnung von etwa  $S_x = 25 \%$  war jeweils ein starker Anstieg des Flächenwiderstandes festzustellen.

### 8.3 Quasistatisches Verhalten

#### 8.3.1 Meßanordnung und Durchführung der Messungen

Aufgrund seiner geringen Dicke wölbt sich der Aktor während des Betriebs im Elektrodenbereich auf, da die Querdehnung vom passiven Außenbereich behindert wird. Zur Messung der Längskontraktion des Aktors wird dieser daher in der Dehnungsvorrichtung eingespannt und mit einer radialen Vordehnung von 10 % bezogen auf den Durchmesser beaufschlagt. Das passive Material nimmt so die Querdehnung des Dielektrikums zwischen den Elektroden auf, wobei seine Vordehnung verringert wird. Bei ausreichender Vorspannung wird so eine Aktoraufwölbung vermieden. Die Vordehnung wird durch Vergleich der Elektrodengeometrie mit Hilfe von CCD-Kamera und Bildbearbeitungssoftware ermittelt. Bild 8.6 gibt einen Überblick über die Meßanordnung.

Die Messung der Längskontraktion erfolgt berührungslos mit einem Autofokus-Meßgerät. Der Aktor wird mit einer DC-Hochspannungsquelle betrieben und die Längskontraktion über der Aktorspannung bestimmt.



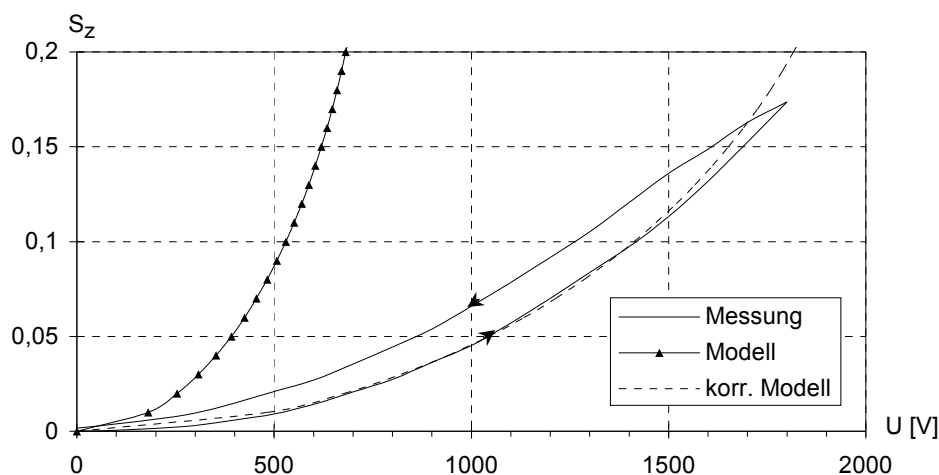
**Bild 8.6:** Meßanordnung zur Aufnahme statischer Betriebskennlinien

### 8.3.2 Ergebnisse und Modellvergleich

Bild 8.7 zeigt die Dehnung eines 21-schichtigen Aktors in Abhängigkeit von der Betriebsspannung im Vergleich mit der Modellkurve. Die Modellkurve wurde aus Gl. (5.49) mit der Permittivität  $\epsilon_r = 3$  und dem für das Elastomer in Kapitel 6 ermittelten Elastizitätsmodul errechnet. Man erkennt eine ähnliche Charakteristik von Modell- und Meßkurve, diese zeigt jedoch einen deutlich flacheren Verlauf. Hierfür werden folgende Ursachen vermutet:

- Die beiden äußeren Silikonschichten, auf welche kein elektrostatischer Druck wirkt, behindern die Querdehnung und vermindern so die Stauchung
- Das passive Siliconmaterial, welches den aktiven Elektrodenbereich umgibt, behindert ebenfalls die Querdehnung sowie die Stauchung im Randbereich der Elektroden
- Die Elektrodenpartikel besitzen keine vollständige Flächendeckung und keine idealen Kontaktübergänge untereinander, so daß ladungsfreie Zonen entstehen, wodurch der effektive elektrostatische Druck vermindert wird. Dieser Effekt wird durch die Vordehnung des Aktors verstärkt, da durch die Dehnung der Partikelabstand vergrößert und partikelfreie Flächen vergrößert werden.

Durch Multiplikation des elektrostatischen Druckes mit einem konstanten Korrekturfaktor  $k_f = 0,14$  kann die Modellkurve mit einem maximalen Fehler von 9,9 % v. M. an die Belastungskennlinie der Meßkurve angepaßt werden bei einem mittleren Fehler von 2,9 %. Im Dehnungsbereich oberhalb 12 % erkennt man eine mit der Dehnung zunehmende Abweichung zwischen korrigierter Modell- und Meßkurve. Die Ursache hierfür wird in der durch die Elektrodendehnung verringerten Ladungsdichte vermutet. Der auf 14 % verringerte elektrostatische Druck, welcher der korrigierten Modellkennlinie zugrunde liegt, entspricht einer reduzierten effektiven Feldstärke von 37,4 % der berechneten Feldstärke.

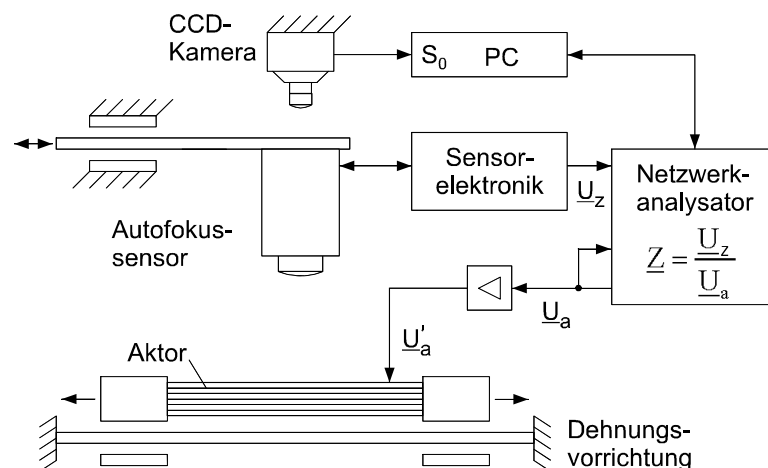


**Bild 8.7:** Dehnung in Abhängigkeit von der elektrischen Spannung und Modellvergleich

## 8.4 Dynamisches Verhalten

### 8.4.1 Meßanordnung und Durchführung der Messungen

Bild 8.8 zeigt die Meßanordnung zur Bestimmung des dynamischen Betriebsverhaltens von Elastomerstapelaktoren. Zur Vermeidung einer Aufwölbung wird der Aktor wie zuvor beschrieben in die Dehnvorrichtung eingespannt und leicht vorgedehnt. Der Aktor wird mit einem AC-Hochspannungsverstärker ( $U_{\max} = 3 \text{ kV}$ ,  $I_{\max} = 20 \text{ mA}$ ) betrieben [132]. Da die Aktordehnung unabhängig vom Vorzeichen der Betriebsspannung ist, schwingt der Aktor mit der doppelten Anregungsfrequenz. Die Betriebsspannung wird daher zur Linearisierung mit einer der Wechsellspannungsamplitude entsprechenden Gleichspannung überlagert. Die Längsdehnung des Aktors wird von einem Autofokusmeßgerät aufgenommen. Ein Netzwerkanalysator steuert den AC-Hochspannungsverstärker an und bildet das Verhältnis aus Aktordehnung und Aktorspannung. Der Netzwerkanalysator wird von einem PC unter der Software LABVIEW<sup>®</sup> angesteuert.



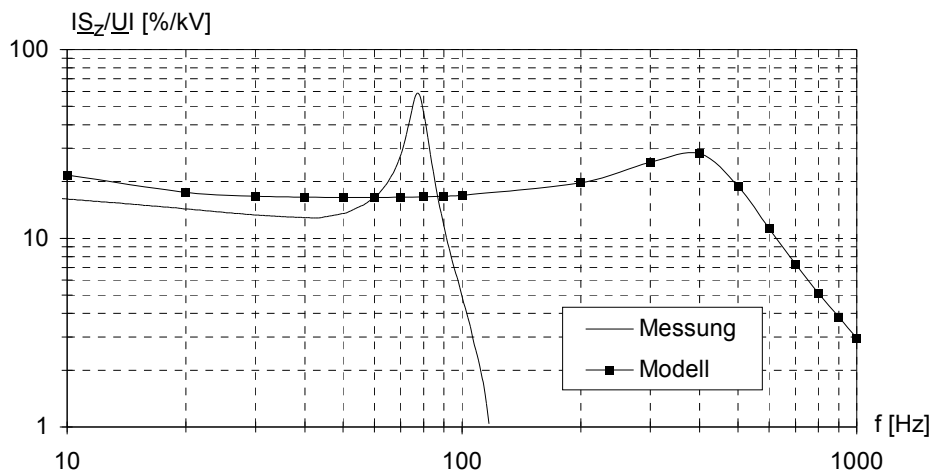
**Bild 8.8:** Meßanordnung zur Aufnahme dynamischer Betriebskennlinien

### 8.4.2 Ergebnisse und Modellvergleich

Zur Bestimmung des Frequenzgangs eines 51-schichtigen Stapelaktors (s. Bild 8.1) wurde dieser mit einer sinusförmigen Wechsellspannung  $U(t) = U_0(1 + \sin \omega t)$  mit überlagertem Gleichspannungsoffset  $U_0$  im Frequenzbereich zwischen 10 Hz und 1000 Hz betrieben und die Aktordehnung über der Frequenz aufgetragen.

Bild 8.9 zeigt den meßtechnisch ermittelten Frequenzgang des Aktors im Vergleich zum errechneten Frequenzgang basierend auf dem erstellten Modell. Beide Kurven zeigen zunächst einen leicht abfallenden Verlauf. Der Aktorfrequenzgang zeigt eine Resonanz bei 76 Hz, welche wesentlich niedriger liegt, als die Resonanzfrequenz der Modellkurve bei et-

wa 400 Hz. Eine niedrigere Resonanzfrequenz des realen Aktors kann in der mitschwingenden Masse des passiven Elastomermaterials im Randbereich des Aktors begründet liegen. Die Masse des Modellersatzschaltbildes muß zur Angleichung der Resonanzfrequenzen jedoch um den Faktor 30 erhöht werden, und ist damit wesentlich größer als die tatsächliche Masse des passiven Materials. Der Aktor besitzt einen Durchmesser von 40 mm bei einer Dicke von nur 1 mm. Die Ursache für die Abweichung der Resonanzfrequenzen wird daher in zusätzlichen Schwingungsmoden der Aktorscheibe vermutet, welche in der Modellbildung nicht berücksichtigt wurden.



*Bild 8.9: Frequenzgang eines Aktors und Vergleich mit dem Modell*

## 8.5 Fazit

In ersten Messungen konnte gezeigt werden, daß der prinzipielle Kurvenverlauf der Dehnung des Aktors in Abhängigkeit von der elektrischen Spannung durch das Modell mit guter Genauigkeit angenähert wird. Der effektive elektrostatische Druck ist jedoch offenbar wesentlich geringer als berechnet, was vor allem auf eine verminderte Ladungsdichte aufgrund nichtidealer Elektroden zurückgeführt wird. Zudem verändert das passive Material in den Randbereichen der Elektroden die Parameter des für die einachsige Stauchung erstellten Modells. Während der Aufnahme der Meßkurven wurden die Aktoren nicht bis an die Durchschlagfeldstärke belastet. Im Bereich der Durchschlagfeldstärke wurden jedoch Dehnungen von mehr als 20 % erreicht, womit die bei der Stimulatordimensionierung in Kap. 6 zugrundegelegte Maximaldehnung erreichbar ist.

Bei der dynamischen Messung zeigte sich eine gegenüber dem Modell wesentlich niedrigere Resonanzfrequenz. Da jedoch die Ursache in nicht berücksichtigten Schwingungsmoden

vermutet wird, ist bei dickeren Aktoren wahrscheinlich mit höheren Resonanzfrequenzen zu rechnen.

Weitere Abweichungen zwischen Modell und realem Aktorverhalten können durch technologisch bedingte Fertigungstoleranzen bezüglich der Qualität und Dicke der Elektroden bzw. der dielektrischen Schichten verursacht werden. Bei der Berechnung des Aktorverhaltens wurden die meßtechnisch ermittelten Parameter des verwendeten Elastomermaterials zugrunde gelegt. Tatsächlich handelt es sich bei den realen Aktoren jedoch um ein Komposit aus Elastomer- und Elektrodenmaterial. Da die Dicke der Elektrodenschichten gegenüber der Elastomerfilmdicke nicht vernachlässigbar ist, besitzt ein Aktorstapel vermutlich vom reinen Elastomermaterial abweichende Parameter sowie ein anisotropes Verhalten.

Mit dem entstandenen rechnergesteuerten Meßplatz ist es möglich, quasistatische und dynamische Materialparameter von Elastomerprüfkörpern zu ermitteln. Des Weiteren können Flächenwiderstände von Elektroden in Abhängigkeit von der Dehnung ermittelt werden. Das quasistatische sowie dynamische Aktorverhalten wird durch optische Messung der Aktordehnung durch einen Autofokussensor ermittelt. Da die Dehnung des am Umfang eingespannten Aktors jedoch nur von einer Seite gemessen und dann zur Ermittlung der Gesamtdéhnung verdoppelt wird, kann ein systematischer Meßfehler entstehen. Für eine exaktere Messung der Dehnung ist daher eine beidseitige Messung der tatsächlichen Aktordicke im Differenzverfahren mittels zweier optischer Sensoren notwendig.

Der Meßplatz ist vorbereitet für die Messung des Deformationsprofils der Aktoroberfläche. Der Autofokussensor ist hierzu auf einem X-Y-Positioniertisch befestigt. Da die Reflexionsfähigkeit der Silikonoberfläche jedoch gering ist, muß diese für eine zuverlässige Messung mit einem reflektierenden Material beschichtet werden, welches nachgiebig genug ist, um die Flächendéhnung im Betrieb nicht zu beeinflussen.

## 9 Diskussion und Ausblick

Am Ende einiger Kapitel dieser Arbeit wurden bereits Ergebnisse in einem Fazit dargestellt, welche hier nochmals zusammengefaßt werden. Ergänzend soll in diesem Kapitel ein Ausblick auf mögliche Verbesserungen des Displaykonzepts sowie der Fertigungstechnologie gegeben werden sowie weitere denkbare Einsatzgebiete von elektrostatischen Festkörperaktoren angesprochen werden.

### 9.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Bei einer Literaturrecherche konnte kein Konzept für ein hochauflösendes taktilen Display ermittelt werden, welches sämtliche Anforderungen zur taktilen Rückmeldung in Telemanipulatoren erfüllt. Die vorgestellten Realisierungen erfüllen insbesondere die Anforderungen an den Miniaturisierungsgrad zwecks Integration in einen Datenhandschuh nicht. Pneumatische Prinzipien scheinen in Bezug auf Skalierbarkeit, struktureller Flexibilität und Möglichkeit zur Parallelfertigung am Besten geeignet für den Aufbau hochauflösender Displays zu sein, besitzen jedoch Defizite bezüglich der dynamischen Eigenschaften.

Die Analyse der Funktionsweise und der Eigenschaften von elektrostatischen Aktoren mit elastischem Dielektrikum zeigte deren Potential für den erfolgreichen Einsatz in taktilen Displays bei Erfüllung sämtlicher Anforderungen.

Es wurde ein elektromechanisches Modell für die einachsige Stauchung eines Elastomerkörpers aufgrund elektrostatischer Kräfte erstellt. Hierbei werden die unter großen Dehnungen entstehenden geometrischen Nichtlinearitäten sowie viskoelastischen Materialeigenschaften berücksichtigt. Das Modell verdeutlicht die statischen und dynamischen Vorgänge sowie Stabilitätsbedingungen während der Deformation und kann für eine überschlägige Dimensionierung verwendet werden. Für eine exakte Berechnung des Aktorverhaltens und Berücksichtigung materialspezifischer Nichtlinearitäten ist eine FEM-Simulation erforderlich, da die reale Deformation aufgrund von Randeffekten wesentlich komplizierter ist, als im Modell angenommen.

Basierend auf dem zuvor erstellten Modell wurde eine Dimensionierung von Aktoren zur Stimulation der Haut am Beispiel des Elastomers P 7670 von WACKER durchgeführt. Hierzu wurden die erforderlichen dynamischen Material- und Gewebeparameter meßtechnisch ermittelt.

Die entwickelte Technologie ermöglicht eine automatisierte Fertigung von Stapelaktoren. Hierbei werden die Elastomerkomponenten dosiert, vermischt, aufgeschleudert und thermisch vernetzt. Danach werden die Elektroden durch Aufsprühen von Graphitpulver mit



Druckluft über eine rotierende Spaltdüse auf den maskierten Elastomerfilm aufgebracht. Der nachfolgende Elastomerfilm wird direkt auf die zuvor erzeugte Elektrodenerschicht aufgeschleudert. Die minimal erreichte Dicke der dielektrischen Schichten beträgt etwa 20  $\mu\text{m}$  bei einer Dicke der Elektroden von etwa 5  $\mu\text{m}$ . Der Erhalt der Leitfähigkeit wurde bis zu einer radialen Dehnung von 25 % nachgewiesen.

An 50-schichtigen Prototypen wurden im Bereich der Durchschlagfeldstärke Dehnungen von bis zu 20 % in Feldrichtung erreicht. Während der Messungen wurden die Aktoren jedoch nicht bis an die Grenze des elektrischen Durchbruchs betrieben. Tabelle 9.1 zeigt typische Betriebskennwerte eines Prototypen mit 50 dielektrischen Schichten. Die Messung der Dehnung erfolgte mit einem Autofokus-Meßgerät. Zur Einspannung und radialen Dehnung des Aktors wurde eine spezielle Vorrichtung entwickelt. Der zur Erreichung der Dehnung erforderliche elektrostatische Druck wurde aus der zuvor ermittelten Spannungs-Dehnungs-Kennlinie des Elastomers errechnet. Die vom Modell vorhergesagte Grenzfrequenz  $f_g > 400$  Hz konnte bei den Messungen nicht bestätigt werden. Als Ursache werden zusätzliche Eigenfrequenzen der eingespannten Aktorfolie vermutet.

**Tabelle 9.1:** Typische Betriebskennwerte eines Stapelaktors mit 50 Schichten (Gesamthöhe 1 mm)

$Y_0$	Feldstärke $E_0$	Stauchung $S_z$	Druck $T_e$	Energiedichte $w$	Grenzfrequenz $f_g$
139 kPa	90 V/ $\mu\text{m}$	17,4 %	28,6 kPa	594 J/m <sup>3</sup>	> 90 Hz

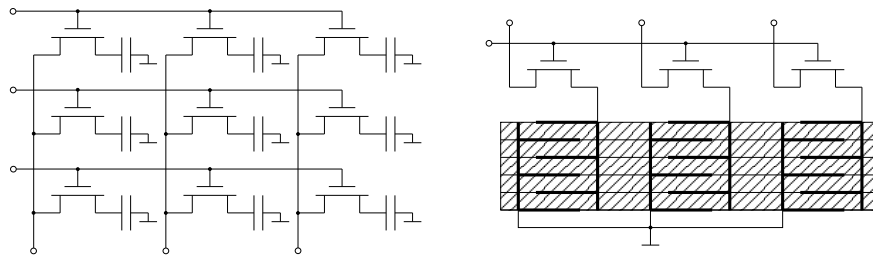
Mit dem entwickelten Konzept ist es möglich, taktile Displays mit beliebig hoher Aktordichte in Parallelfertigung zu realisieren. Aufgrund ihrer strukturellen Flexibilität eignen sich Elastomeraktoren in besonderer Weise zur Integration in Datenhandschuhe. Ein Stimulatorhub von 2 mm kann bei Annahme einer Dehnung von 20 % mit einer Aktorhöhe von 10 mm erreicht werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde noch kein voll funktionsfertiger Prototyp eines taktilen Displays entwickelt. Erste Ansätze für die Steuerungselektronik bedürfen der Weiterentwicklung. Eine Anwendung auf der Haut sowie psychophysiologische Tests zur Evaluierung des subjektiven Tasteindrucks sind aufgrund der hohen Betriebsspannung noch nicht erfolgt.

## 9.2 Weiterentwicklung des Displaykonzepts

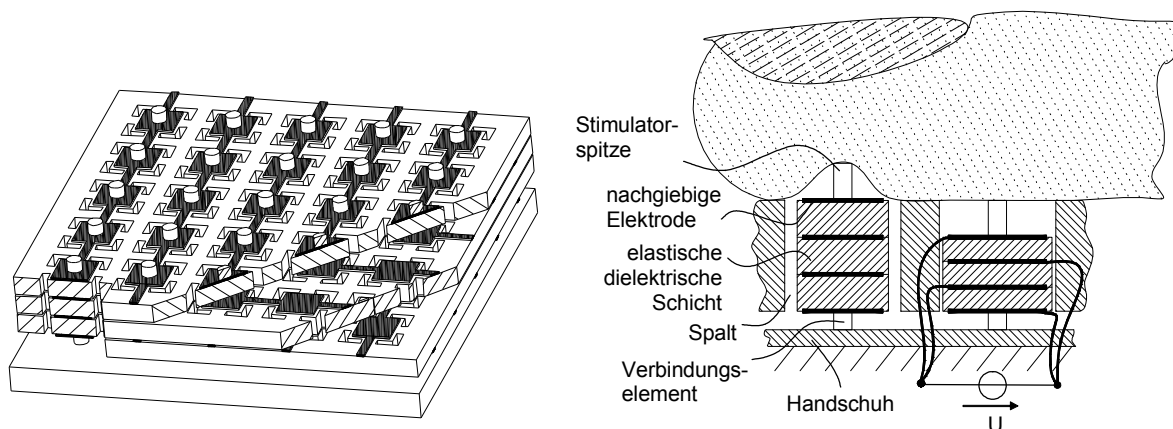
Bei ersten Prototypen von taktilen Displays wurden in dieser Arbeit die Elektroden aufeinanderfolgender Schichten abwechselnd zeilen- bzw. spaltenweise kontaktiert. Bei dieser Passivmatrix-Anordnung ergibt sich ein Übersprechen zwischen benachbarten Aktorelementen (vergl. Abschn. 4.3.1). Zur Vermeidung dieses Problems bietet sich eine Aktivmatrix-

Verschaltung an, wie sie z.B. bei TFT-Bildschirmen verwendet wird. Bild 9.1, links zeigt eine Aktivmatrix-Schaltung mit Feldeffekttransistoren, wobei die Aktorelemente als Kapazitäten dargestellt sind. Da die Zuleitungen zu den Elektroden nicht über die gesamte Matrixfläche nach außen geführt werden müssen, wird hierdurch auch eine Verminderung des Zuleitungswiderstandes begünstigt. Die Transistormatrix wird auf einer Seite der Aktormatrix angeordnet, wobei die Transistoren mit den einzeln durchkontaktierten Aktorelementen verbunden werden (Bild 9.1 rechts).



**Bild 9.1:** FET Matrixverschaltung und Realisierung der Durchkontaktierungen

Das passive Elastomermaterial in der Umgebung der Elektroden behindert die Querdehnung, wodurch auch die Kontraktion in Feldrichtung vermindert wird. Durch Aussparungen in der Umgebung der Elektroden, welche z.B. mittels Laserschneiden erzeugt werden können, läßt sich dieser Einfluß minimieren (Bild 9.2). Diese Aussparungen verringern jedoch die Stabilität der Matrix und erhöhen die Verschmutzungsanfälligkeit. Durch Auffüllen der Aussparungen mit einem Material höherer Nachgiebigkeit (z.B. Silikongel) läßt sich dieser Nachteil jedoch vermindern.



**Bild 9.2:** Verminderung des Querdehnungswiderstandes durch Aussparungen [121]

Bei Displays mit einer hohen Elementanzahl ergibt sich bei Erfüllung des Abtasttheorems eine hohe Abtastfrequenz bezüglich der Einzelelemente. Eine niedrigere Abtastfrequenz kann durch Verringerung der Aktorbandbreite erreicht werden. Eine Stimulation der Mechanorezeptoren im höheren Frequenzbereich kann statt dessen durch einen großflächigen Ak-

torstapel realisiert werden, welcher die gesamte Matrix zu Schwingungen anregt. Hierbei wird der Sachverhalt ausgenutzt, daß die RA-II-Rezeptoren für Frequenzen oberhalb 200 Hz sehr große rezeptive Felder und somit eine geringe räumliche Auflösung besitzen (vergl. Tabelle 2.1). Aufgrund der größeren Empfindlichkeit dieses Rezeptortyps sind zur Stimulation geringere Wegamplituden erforderlich, wodurch der Aktorstapel eine geringere Höhe aufweisen muß.

Eine tangentielle Stimulation zur Reizung der SA-II-Rezeptoren kann aufgrund der Größe der rezeptiven Felder durch tangentielle Verschiebung der gesamten Stimulatormatrix erreicht werden [127]. Die Ergänzung der tangentialen Stimulation könnte somit durch Elastomeraktoren realisiert werden, welche seitlich an der Stimulatormatrix angeordnet sind und diese parallel zur Hautoberfläche bewegen. Hierdurch wird eine Scherung des Gewebes im Bereich der mit der Haut in Kontakt stehenden Stimulatoren erreicht.

### 9.3 Weiterentwicklung der Technologie

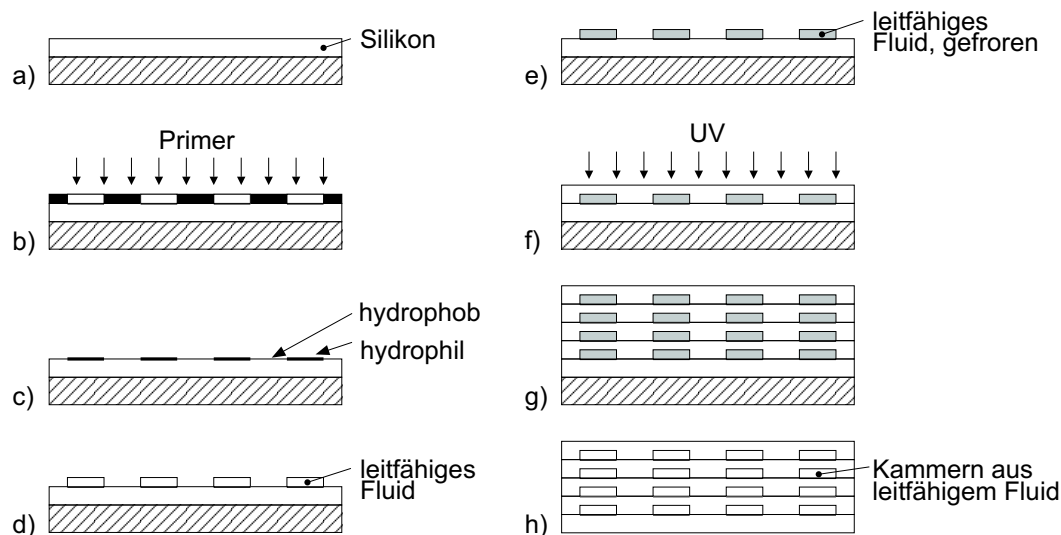
Mit der entwickelten Technologie konnten funktionsfähige Aktoren mit bis zu 200 Schichten bei einer minimalen Schichtdicke des Dielektrikums von 20 µm und einer Elektroden-schichtdicke von 5 µm gefertigt werden. Geringere Dicken der dielektrischen Schichten führten zu einem starken Anstieg der Ausschußquote. Als Ursache werden Verunreinigungen des flüssigen Dielektrikums während der Herstellung vermutet, welche durch das fehlende Reinraumklima sowie sich während des Aufschleuderns ablösende Graphitpartikel entstehen. Auch eine Beschädigung der dünnen dielektrischen Schichten aufgrund der Kontaktmaske ist nicht auszuschließen.

Für niedrigere Betriebsspannungen sind geringere Schichtdicken erforderlich. Zur Verminderung der Verunreinigungen im Elastomerfilm sollte das dielektrische Material zur Erreichung höherer Durchschlagfeldstärken zentrifugiert werden. In [73] konnte die maximale Dehnung eines Aktorfilmes aus Floursilikon (RTV 730) durch vorheriges Zentrifugieren von 14 % auf 28 % gesteigert werden. Die gesamte Fertigung sollte unter Reinraumklima stattfinden. Da weder Silikon noch Graphitpulver reinraumtaugliche Materialien sind, bietet sich eine Fertigung in einer Reinklimazelle an, welche lediglich die Größe der Fertigungsanlage besitzen muß.

Die technologische Herausforderung bei der Fertigung von Elastomer-Stapelaktoren liegt weniger in der Fertigung sehr dünner Elastomerschichten als vielmehr in der Realisierung sehr dünner, hochnachgiebiger Elektroden mit hoher Leitfähigkeit und Flächendeckung. Bei der Fertigung darf der die Elektroden tragende, sehr nachgiebige Elastomerfilm nicht zerstört oder in seinen elektrischen oder mechanischen Eigenschaften verändert werden. Eine Möglichkeit solche Elektroden zu realisieren bietet die selektive Benetzung des Elastomerfilmes

mit einer ionenleitenden Flüssigkeit. In [18] wird ein pastöser Elektrolyt als Elektrodenmaterial jedoch ohne selektive Benetzung verwendet wobei eine hohe Ladungsdichte erreicht wird. PELRINE wendet die selektive Benetzung eines entsprechend vorbehandelten Elastomerfilmes an, problematisch ist jedoch das Überschleudern der flüssigen Elektrodenstruktur mit einer nachfolgenden Elastomerschicht [75].

Eine mögliche Prozeßabfolge zur Realisierung von Mehrschichtstapeln mit Fluidelektroden ist in Bild 9.3 dargestellt. Eine erste Silikonschicht wird aufgeschleudert und vernetzt (a). Die Elastomerschicht besitzt bei entsprechender Materialwahl hydrophobe Eigenschaften. Durch naßchemische Behandlung der maskierten Elastomerschicht mit einem sogenannten Primer (b) oder mittels einer Projektions- oder Laserbelichtung werden hydrophile Bereiche auf der Elastomeroberfläche erzeugt (c). Durch Aufschleudern einer leitfähigen Flüssigkeit wird eine selektive Benetzung der hydrophilen Bereiche erreicht (d). Die Dicke der Fluidschicht wird im Wesentlichen durch die Schleuderdrehzahl bestimmt. Zur Fixierung wird die Fluidstruktur zunächst eingefroren (e) und eine neue Elastomerschicht aufgeschleudert. Damit die Elektrodenschicht durch thermisches Vernetzen des Elastomerfilmes nicht verflüssigt wird, bietet sich die Verwendung eines Elastomers an, welches unter UV-Lichteinfluß vernetzt (f). Nach Stapelung der gewünschten Schichtanzahl wird die vom Elastomermaterial gekapselte Elektrodenstruktur wieder aufgetaut und so die Nachgiebigkeit sowie die Leitfähigkeit wiederhergestellt (g). Die Dicke der Fluidschicht wird im Wesentlichen durch die Schleuderdrehzahl bestimmt. Zur Fixierung wird die Fluidstruktur zunächst eingefroren (e) und eine neue Elastomerschicht aufgeschleudert. Damit die Elektrodenschicht durch thermisches Vernetzen des Elastomerfilmes nicht verflüssigt wird, bietet sich die Verwendung eines Elastomers an, welches unter UV-Lichteinfluß vernetzt (f). Nach Stapelung der gewünschten Schichtanzahl wird die vom Elastomermaterial gekapselte Elektrodenstruktur wieder aufgetaut und so die Nachgiebigkeit sowie die Leitfähigkeit wiederhergestellt (g).



**Bild 9.3:** Prozeßschritte zur Fertigung von Multilayer-Aktoren mit Elektroden aus ionenleitenden Fluiden

## 9.4 Weitere Anwendungsfelder für elektrostatische Festkörperaktoren

Neben der Anwendung als taktile Stimulatoren eignen sich elektrostatische Festkörperaktoren aufgrund ihrer Eigenschaften für eine Vielzahl weiterer Anwendungen. Ihr Einsatz ist

vor allem dort von Vorteil, wo besonders leichte Antriebe oder Aktorfelder mit einer hohen Elementanzahl- und Dichte bei gleichzeitig hoher Energiedichte benötigt werden oder wo eine hohe Gestaltungsfreiheit bezüglich der Formgebung gefordert ist. Da die erreichbaren Dehnungen und Drücke von Elastomeraktoren den von menschlichen Muskeln realisierten Werten entsprechen oder diese sogar übertreffen, und auch die elastischen Eigenschaften vergleichbar sind, scheinen diese Antriebe prädestiniert für den Einsatz als künstlicher Muskel bzw. Muskelerersatz. Hierdurch wird die Realisierung aktiver Prothesen mit Elastomeraktoren möglich, welche in ihrer Form, Anzahl, Anordnung und Gewicht den Muskeln des zu ersetzenden Körpergliedes entsprechen. Damit wird ein natürlich wirkender Bewegungsablauf bei absolut lautlosem Betrieb ermöglicht. Bei Verwendung biokompatibler Silikone ist eine Implantation solcher künstlicher Muskeln in den menschlichen Körper denkbar. Hier können diese als künstlicher Herzmuskel oder Herzunterstützungssystem Einsatz finden [129], eine gestörte Darmperistaltik wiederherstellen oder als Ersatz für die Irisblende des Auges agieren.

## Anhang

### A Technische Daten der Fertigungsanlage für Multilayer-Aktoren

**Tabelle A.1:** Technische Daten der Fertigungsanlage für Multilayer-Aktoren

Kennwert	Größe
Durchmesser des Schleudertellers	40 mm
Schleuderdrehzahl	0 – 5000 U/min
Winkelversatz der Elektroden	0°, 60°, 90°, 180°
Breite des Sprühspaltes	0,1 mm
Sprühdruk	6 bar
Heizleistung zur Vernetzung	300 W
Anzahl der Elastomerkomponenten	2
max. Kartuschenlänge	600 mm
min. Dosiermenge	2,5 µm · Kolbenquerschnittsfläche
Kraft auf Kolben beim Dosieren	30 N

**Tabelle A.2:** Zu variierende Prozeßparameter

softwareseitig einstellbare Parameter	Dosierverhältnis, -geschwindigkeit, -menge, Nachtropfdauer Schleuderdrehzahl, -dauer, -rampen, Heizdauer, Kühldauer Drehzahl während Elektrodenbeschichtung, Beschichtungsdauer, Versatzwinkel der Elektroden, Öffnungszeit des Pulverventiles
manuell einstellbare Parameter	Sprühdruk, Lüfterdrehzahl der Pulverfluidisierung, Heizleistung, Zustellkraft des Beschichtungskopfes

## B Mathematische Ergänzungen

### Herleitung der Querdehnung $S_x$ in Abhängigkeit von der Stauchung $S_z$

Die Flächenänderung während der Deformation berechnet sich zu

$$dA = (x_0 + dx)(y_0 + dy) - x_0 y_0 . \quad (B.1)$$

Für die Flächendehnung  $S_A$  ergibt sich somit

$$\begin{aligned} S_A &= \frac{dA}{A_{z0}} = \frac{(x_0 + dx)(y_0 + dy) - x_0 y_0}{x_0 y_0} \\ &= \left(1 + \frac{dx}{x_0}\right) \left(1 + \frac{dy}{y_0}\right) - 1 \\ &= (1 + S_x)(1 + S_y) - 1. \end{aligned} \quad (B.2)$$

Mit den bei Annahme isotroper Materialeigenschaften identischen Querdehnungen  $S_x$  und  $S_y$

$$S_x = S_y \quad (B.3)$$

sowie der Beziehung für die Flächendehnung (vergl. Gl. (5.3))

$$S_A = \frac{S_z}{1 - S_z} \quad (B.4)$$

erhält man aus Gl. (B.2):

$$\frac{S_z}{1 - S_z} = (1 + S_x)^2 - 1. \quad (B.5)$$

Auflösen von Gl. (B.5) nach  $S_x$  ergibt

$$S_x = \frac{1}{\sqrt{1 - S_z}} - 1. \quad (B.6)$$

### Massenkorrektur bei der Impedanzmessung

Aufgrund der Masse  $m_0$  des Meßstöbels ergibt sich ein systematischer Meßfehler während der Impedanzmessung. Die Masse  $m_0$  wurde durch eine Leerlaufmessung aus  $|Z(\omega)| = \omega m_0$  ermittelt. Es ergibt sich für die Masse des Meßstöbels  $m_0 = 5,631\text{g}$ . Die wirksame Masse  $m_p$  des Prüflings ergibt sich aus der Gesamtmasse  $m_g = m_0 + m_p$  nach Subtraktion von  $m_0$ . Die wirksame Gesamtmasse  $m_g$  sowie die weiteren Modellparameter wurden jeweils aus einer Anpassung zwischen Modell- und Meßkurve der mechanischen Impedanz unter MATHEMATICA<sup>®</sup> ermittelt.

## C Daten der verwendeten Meßmittel

### Impedanzmessung

**Tabelle C.1:** Kenndaten des elektrodynamischen Aktors Brüel & Kjaer Typ 4810

Kennwert	Größe
Wandlungsprinzip	elektrodynamisch
Frequenzbereich	DC bis 18 kHz
Kraft, max.	10 N (65 Hz - 4 kHz)
Nachgiebigkeit Membran	0,5 mm/N
Masse bewegte Teile	18 g
Gewicht	1,1 kg

**Tabelle C.2:** Kenndaten des Impedanzmeßkopfes Brüel & Kjaer Typ 8001

Kennwert	Größe
Empfindlichkeit Beschleunigungssensor	3 pC s <sup>2</sup> /m
Empfindlichkeit Kraftsensor	370 pC/N
Kapazität Beschleunigungssensor	1000 pF
Kapazität Kraftsensor	900 pF
Masse vor Kraftsensor	2,1 g
Nachgiebigkeit vor Beschleunigungssensor	4 · 10 <sup>-9</sup> m/N
Gewicht	29 g
Länge	32 cm



**Tabelle C.3:** Einstellungen des Ladungsverstärkers Typ 2635 für den Beschleunigungsanteil des Impedanzmeßkopfes

Kennwert	Größe
Eingangsempfindlichkeit	3,00 pC s <sup>2</sup> / m
Transducer Sensitivity Bereich	1 – 11 pC s <sup>2</sup> / m
Ausgang	10 mV/Unit
untere Grenzfrequenz	10 Hz, 0, 01 m/s
obere Grenzfrequenz	10 kHz

**Tabelle C.4:** Einstellungen des Ladungsverstärkers Typ 2651 für den Kraftanteil des Impedanzmeßkopfes

Kennwert	Größe
Eingangsempfindlichkeit	1 mV/ pC
untere Grenzfrequenz	1 Hz
Eingang	geerdet (grounded)
Ausgang	Beschleunigung (Acc.)

## Messung Kraft-Weg-Kennlinie

**Tabelle C.5:** Kenndaten des DMS-Kraftsensors Hottinger-Baldwin-Meßtechnik Typ U1A

Kennwert	Größe
Meßbereich	0 – 50 N
Linearitätsabweichung	0,1 %
Empfindlichkeit	2 mV/V

## Messung der Auslenkung

**Tabelle C.6:** Kenndaten des optischen Wegmeßgerätes UBM Typ UBR 202

Kennwert	Größe
Auflösung	$\leq 50 \text{ nm}$ , Meßbereich $\pm 500 \mu\text{m}$ $\leq 5 \text{ nm}$ , Meßbereich $\pm 50 \mu\text{m}$
Meßfleckgröße	$1 \mu\text{m}$
Arbeitsabstand	ca. $2 \text{ mm}$
min. erforderl. Reflexion	ca. $2 \%$
Abtastrate	$10 \text{ kHz}$

## Messung des Flächenwiderstands

**Tabelle C.7:** Kenndaten des Vierpunkt-Widerstandsmeißgerätes Nagy Typ SD-510

Kennwert	Größe
Meßbereich	$0 - 200 \text{ k}\Omega/\square$
Kontaktabstand	jeweils $2,5 \text{ mm}$
Meßfehler	$\pm 3\%$

## Literatur

- [1] Asamura, N.; Yokoyama, N.; Shinoda, H.: Selectively Stimulating Skin Receptors for Tactile Display, IEEE Computer Graphics and Applications, 18 (1998) 6, S. 32-37, 1998
- [2] Bach-y-Rita, P.: Brain Mechanisms in Sensory Substitution, Academic Press, New York, 1972
- [3] Bar-Cohen, Y.: Electroactive Polymers as Artificial Muscles - Reality, Potential and Challenges, SPIE Press, Bellingham, Washington, USA, 2001
- [4] Battermann, Köhler: Elastomere Federung; Elastische Lagerung; Grundlagen ingenieurmässiger Berechnung und Konstruktion, Verlag von Wilhelm Ernst & Sohn, Berlin, München, 1982
- [5] Baum Retec AG, New Braille Cell SC9, Datenblatt ED-580067, 2003
- [6] Beebe, D. J.; Hymel, C. M.; Kaczmarek, K. A.; Tyler, M. E.: A Polyimide-on-Silicon Electrostatic Fingertip Tactile Display, IEEE 17<sup>th</sup> Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology, vol. 2, Montreal, Canada, S. 1545-1546, Sept. 1995
- [7] Bergamasco, M.: Haptic Interfaces: The Study of Force and Tactile Feedback Systems, IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, Tokyo, Japan, S. 15-20, Juli 1995
- [8] Bergamasco, M.; De Michelli, D. M.; Parrini, G.; Salsedo, F.; Scattareggia Marchese, S.; Design Considerations for Glove-like Advanced Interfaces, IEEE 5<sup>th</sup> International Conference on Advanced Robotics: 'Robots in Unstructured Environments', '91 ICAR., vol. 1, Pisa, Italy, S. 162-167, Juni 1991
- [9] Blechschmidt-Trapp, R.: Akustische Diagnostik der Lunge mit Hörschall, Dissertation, Technische Universität Darmstadt, 2003
- [10] Blume, H.-J.; Boelcke, R.: Mechanokutane Sprachvermittlung, Dissertation Technische Universität Darmstadt, VDI Verlag, 1989
- [11] Bobbio, S. M.; Kellam, M. D.; Dudley, B. W.; Goodwin-Johansson, S.; Jones, S. K.; Jacobson, J. D.; Tranjan, F. M.; DuBois, T. D.: Integrated Force Arrays, Proceedings of the Micro Electro Mechanical Systems (MEMS) '93: An Investigation of Micro Structures, Sensors, Actuators, Machines and Systems, Fort Lauderdale, Florida, USA, S. 149 -154, Febr. 1993
- [12] Brenner, W.; Mitic, S.; Ouchkalov, R.; Popovic, G.; Vujanic, A.; Medek, R.: Development of Microactuators for Tactile Graphic Displays (State of the Art and Recent Efforts), Proceedings of the 22<sup>nd</sup> International Conference on Microelectronics (MIEL 2000), Vol. 2, Nis, Serbia, Mai 2000
- [13] Browse, R. A.; Donald, M. L. M.: Using Tactile Information in Robotics, IEEE Transactions on Systems, Man, Cybernetics, 22 (1992) 5, S. 1205-1210, 1992
- [14] Bunz, P.: Antriebstechnik in Miniaturbauweise, Statusseminar BrailleDis, Stuttgart, 2004
- [15] Burdea, G. C.: Force and Touch Feedback for Virtual Reality, Wiley-Interscience, New York, 1996

- [16] Caldwell, D. G.; Tsagarakis, N.; Giesler, C.: An Integrated Tactile/Shear Feedback Array for Stimulation of Finger Mechanoreceptor, Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Robotics & Automation, Detroit, Michigan, USA, S. 187-192, Mai 1999
- [17] Caldwell, D.G.; Lawther, S.; Wardle, A.: Tactile Perception and its Application to the Design of Multi-Modal Cutaneous Feedback Systems, Proceedings of the 13<sup>th</sup> International Conference on Robotics and Automation, vol. 4, Minneapolis, USA, S. 3215 -3221, April 1996
- [18] Carpi, F.; Chiarelli, P.; Mazzoldi, A.; De Rossi, D.: Electromechanical Characterisation of Dielectric Elastomer Planar Actuators: Comparative Evaluation of Different Electrode Materials and Different Counterloads, Sensors and Actuators A, 107 (2003), S. 85-95, 2003
- [19] Chanter, C. M.; Summers, I. R.: Results from a Tactile Array on the Fingertip, Proceedings of Eurohaptics 2001, Birmingham, UK, S. 26-28, Juli 2001
- [20] Collins, C. C.: Tactile Television – Mechanical and Electrical Image Projection, IEEE Transactions on Man Machine Systems, 11 (1970) 1, S. 65-71, 1970
- [21] Craig, J. C.: Pictorial and Abstract Cutaneous Displays, In F. Geldard (Ed.), Cutaneous Communication Systems and Devices, Psychonomic Society, Austin, Texas, USA, S. 78-83, 1973
- [22] Day, J.: A Method for Equibiaxial Stretching of Elastomeric Sheets, HKS Michigan Update Seminar and Users' Meeting, Novi, Michigan, USA, 1999
- [23] Eberhardt, S. P.; Bernstein, L. E.; Coulter, D. C.; Hunckler, L. A.: OMAR - A Haptic Display for Speech Perception by Deaf and Deaf-Blind Individuals, IEEE Annual Virtual Reality International Symposium, Seattle, Washington, USA; S. 195-201, Sept. 1993
- [24] Fischer, H.; Trapp, R.; Skrobanek, K.; Hoffmann, B.: Actuator Array for Use in Minimal Invasive Surgery, 5<sup>th</sup> International Conference on New Actuators, Bremen, S. 383-387, Juni 1996
- [25] Franck, A.; Biederbick, K.: Kunststoff-Kompendium, Vogel Buchverlag, Würzburg, 1990
- [26] Fricke, J.; Baehring, H.: Design of a Tactile Graphic I/O Tablet and its Integration into a Personal Computer System for Blind Users, Journal of Microcomputer Applications, 16 (1993) 3, S. 259-269, 1993
- [27] Fricke, J.: Different approaches to Large Tactile Screens Suitable for Graphics, IEE Colloquium on Developments in Tactile Displays, London, UK, S. 6/1-6/3, Jan. 1997
- [28] Fritz, J. P.; Barner, K. E.: Design of a Haptic Data Visualization System for People with Visual Impairments, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 7 (1999) 3, S. 372-384, 1999
- [29] Fukuda, T.; Morita, H.; Arai, F.; Ishihara, H.; Matsuura, H.: Micro Resonator Using Electromagnetic Actuator for Tactile Display, IEEE International Symposium on Micromechatronics and Human Science, Nagoya, Japan, S. 143-148, Okt. 1997
- [30] Geldard, F. A.: The Human Senses, 2<sup>nd</sup> Edition, New York: Wiley, 1972

- [31] Ghoddsi, R.; Beebe, D. J.; White, V.; Denton, D. D.: Development of a Tangential Tactor Using a LIGA/MEMS Linear Microactuator Technology, Microelectromechanical Systems (MEMS), ASME, DSC-Vol. 59, Atlanta, USA, S. 379-386, Febr. 1996
- [32] Gray, B. L.; Fearing, R. S.: A Surface Micromachined Microtactile Sensorarray, IEEE International Conference on Robotics and Automation, Minneapolis, USA, S. 1-6, Apr. 1996
- [33] Green, P. S.; Hill, J. W.; Jensen, J. F.; Shah, A.: Telepresence Surgery, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 14 (1995) 3, S. 324-329, 1995
- [34] Hameyer, K.; Belmans, R.: Design of Very Small Electromagnetic and Electrostatic Micro Actuators, Proceedings of the 6<sup>th</sup> International Conference on New Actuators: Actuator 1998, Bremen, S. 580-583, Juni 1998
- [35] Han, H. Y.; Kawamura, S.: Analysis of Stiffness of Human Fingertip and Comparison with Artificial Fingers, Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, vol. 2, Tokyo, Japan, S. 800-805, Okt. 1999
- [36] Hesse, S. K.; Hanke, M.; Schlaak, H. F.: Dimensionierung elektrostatischer Wanderkeil-Antriebe, F&M Feinwerktechnik Mikrotechnik Mikroelektronik 106 (1998) 7/8, 1998
- [37] Heydt, R.; Kornbluh, R.; Pelrine, R.; Mason, V.: Design and Performance of an Electrostrictive-Polymer-Film Acoustic Actuator, Journal of Sound and Vibration, 215 (1998) 2, Academic Press, S. 297-311, 1998
- [38] Hirai, Y.; Shindo, M.; Tanaka, Y.: Study of Large Bending and Low Voltage Drive Electrostatic Actuator with Novel Shaped Cantilever and Electrode, Proceedings of the International Symposium on Micromechatronics and Human Science, Nagoya, Japan, S. 161-164, Nov. 1998
- [39] Hirzinger, G., et. al.: ROTEX – The First Remotely Controlled Robot in Space, Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, San Diego, USA, S. 2604-2611, Mai 1994
- [40] Howe, R. D.: A Force Reflecting Teleoperated Hand System for the Study of Tactile Sensing in Precision Manipulation, in Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Nizza, Frankreich, S. 1321-1326, Mai 1992
- [41] Hugony, A.: Über die Empfindung von Schwingungen mittels des Tastsinnes, Z. Biol. 96, S. 548-553, 1935
- [42] Ifukube, T.; Wada, C.; Izumi, T.; Takahashi, M.: A New Display Method Of Vibratory Patterns For A Fingertip Tactile Vocoder, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol. 4, Paris, Frankreich, S. 1318 – 1319, Okt. 1992
- [43] Ikei, Y.; Wakamatsu, K.; Fukuda, S.: Image Data Transformation for Tactile Texture Display, Proceedings of the IEEE Virtual Reality Annual International Symposium, Atlanta, USA, S. 51-58, März 1998

- [44] Ikei, Y.; Wakamatsu, K.; Fukuda, S.: Vibratory Tactile Display of Image Based Textures, IEEE Computer Graphics and Applications, 17 (1997) 6, S. 53-61, Nov. 1997
- [45] Ino, S.; Shimizu, S.; Hosoe, H.; Izumi, T.; Takahashi, M.; Ifukube, T.: A Basic Study on the Tactile Display for Tele-Presence, IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, Tokyo, Japan, S. 413-418, Sept. 1992
- [46] Ino, S.; Shimizu, S.; Odagawa, T.; Sato, M.; Takahashi, M.; Izumi, T.; Ifukube, T.: A Tactile Display for Presenting Quality of Materials by Changing the Temperature of Skin Surface, IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, Tokyo, Japan, S. 220-224, Nov. 1993
- [47] Ishihara, H.; Arai, F.; Fukuda, T.: Micro Mechatronics and Micro Actuators, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 1 (1996) 1, S. 68-79, 1996
- [48] Johansson, R. S., Westling, G.: Afferent Signals During Manipulation Tasks in Humans, In: Franzen, O.; Westman, J. (Eds.): Somatosensory Mechanisms, Macmillan Press, London, S. 25-48, 1991
- [49] Jungmann, M.; Matysek, M.; Schlaak, H. F.: Electrostatic Solid-State Actuators with Elastic Dielectric and Multilayer Fabrication-Technology, Proceedings of the 9<sup>th</sup> International Conference on New Actuators: Actuator 2004, Bremen, Germany, S. 686-689, Juni 2004
- [50] Jungmann, M.; Matysek, M.; Schlaak, H. F.: Technologische Realisierung und Charakterisierung von elektrostatischen Festkörperaktoren mit elastischem Dielektrikum, 6. ETG/GMM-Fachtagung, Innovative Klein- und Mikroantriebstechnik, Darmstadt, ETG-Fachbericht 96, S. 199-204, März 2004
- [51] Jungmann, M.; Schlaak, H. F.: Electrostatic Actuators with Elastic Dielectric for Use on Tactile Displays, Proceedings of the 8<sup>th</sup> International Conference on New Actuators: Actuator 2002, Bremen, Germany, S. 391-394, Juni 2002.
- [52] Jungmann, M.; Schlaak, H. F.: Miniaturised Electrostatic Tactile Display with High Structural Compliance, Proceedings of Eurohaptics 2002, Edinburgh, UK, S. 12-17, Juli 2002
- [53] Jungmann, M.; Schlaak, H. F.: Tactiles Display mit elektrostatischen Polymeraktoren, Konferenzband des 47. Internationalen Wissenschaftlichen Kolloquiums, Technische Universität Ilmenau, Sept. 2002
- [54] Kaczmarek, K. A.: Electrotactile and Vibrotactile Displays for Sensory Substitution Systems, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 38 (1991) 1, S. 1-16, 1991
- [55] Kaczmarek, K. A.; Bach-Y-Rita, P.: Tactile Displays, In Barfield and Furness, (Eds.): Virtual Environments and Advanced Interface Techniques, Oxford University Press, New York, S. 349-414, 1995
- [56] Kajimoto, H.; Kawakami, N.; Maeda, T.; Tachi, S.: Electrocutaneous Display as an Interface to a Virtual Tactile World, Proceedings of the IEEE Conference on Virtual Reality, Yokohama, Japan, S. 289-290, März 2001

- [57] Kofod, G.; Kornbluh, R.; Pelrine, R.; Sommer-Larsen, P.: Actuation Response of Polyacrylate Dielectric Elastomers, *Journal of Intelligent Materials Systems and Structures*, 14 (2003) 12, S. 787-793
- [58] Kokjer, K. J.: The Information Capacity of the Human Fingertip, *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 17 (1987) 1, S. 100-102, 1987
- [59] Kontarinis, D. A.; Howe, R. D.: Tactile Display of Contact Shape in Dextrous Telemanipulation, *Advances in Robotics, Mechatronics, and Haptic Interfaces*, New Orleans, USA, DSC-Vol. 49, S. 81-88, Nov. 1993
- [60] Kontarinis, D. A.; Son, J. S.; Peine, W.; Howe, R. D.: A Tactile Sensing and Display System for Teleoperated Manipulation, *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, Nagoya, Japan, S. 641-646, Mai 1995
- [61] Kontarinis, D.; Howe, R. D.: Tactile Display of Vibrator Information in Teleoperation and Virtual Environments, *Presence Teleoperators and Virtual Environments*, MIT Press, Cambridge, USA, 4 (1995) 4, S. 387-402, 1995
- [62] Kornbluh, R.; Pelrine, R.; Eckerle, J.; Joseph, J.: Electrostrictive Polymer Artificial Muscle Actuators, *Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, Leuven, Belgium, S. 2147—2154, Mai 1998
- [63] Kornbluh, R.; Pelrine, R.; Joseph, J.; Heydt, R.; Pei, Q.; Chiba, S.: High-Field Electrostriction of Elastomeric Polymer Dielectrics for Actuation, *SPIE Proceedings on Smart Structures and materials – Electroactive Polymer Actuators and Devices*, Bellingham, USA, S. 149-161, März 1999
- [64] Kunstmann, C.: Handhabungssystem mit optimierter Mensch-Maschine-Schnittstelle für die Mikromontage, *Dissertation Technische Universität Darmstadt*, VDI-Verlag, Düsseldorf, 1999
- [65] Lee, J.-H.; Ahn, I.-S.; Park, J.-O.: Design and Implementation of Tactile Feedback Device Using Electromagnetic Type, *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, vol. 3, Kyongju, Korea, S. 1549 -1554, Okt. 1999
- [66] Legtenberg, R.; Gilbert, J.; Senturia, S. D.; Elwenspoek, M.: Electrostatic Curved Electrode Actuators, *Journal of Microelectromechanical Systems*, 6 (1997) 3, S. 257-265, 1997
- [67] Lenk, A.; Pfeifer, G.; Werthschützky, R.: *Elektromechanische Systeme*, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 2001
- [68] Linvill, J. G.; Bliss, J. C.: A Direct Translation Reading Aid for the Blind, *Proceedings of the Institute of Electrical and Electronics Engineers*, 54 (1966) 1, S. 40-51, 1966
- [69] MARC: Nonlinear Finite Element Analysis of Elastomers (White Paper), MARC Analysis Research Corporation, Palo Alto, USA, 1996
- [70] Moy, G.; Fearing, R. S.: Effects of Shear Stress in Teletaction and Human Perception, 7<sup>th</sup> Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, ASME IMECE Anaheim, S. 265-272, Nov. 1998

- [71] Moy, G.; Singh, U.; Tan, E.; Fearing, R. S.: Human Psychophysics for Teletaction System Design, *The Electronic Journal of Haptics Research*, 1 (2000) 3, 2000
- [72] Moy, G.; Wagner, C.; Fearing, R.S.: A Compliant Tactile Display for Teletaction, *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics & Automation*, San Francisco, USA, S. 3409-3415, Apr. 2000
- [73] Pelrine, R. E.; Kornbluh, R. D.; Joseph, J. P.: Electrostriction of Polymer Dielectrics with Compliant Electrodes as a Means of Actuation, *Journal on Sensors and Actuators A*, 64 (1998) 1, S. 77-85, 1998
- [74] Pelrine, R.; Kornbluh, R.; Joseph, J.; Chiba, S.: Artificial Muscle for Small Robots, *Transactions of the Institute of Electrical Engineers of Japan*, 122 (2002) 2, S. 97-102, 2002
- [75] Pelrine, R.; Kornbluh, R.; Joseph, J.; Chiba, S.: Electrostriction of Polymer Films for Microactuators, *IEEE Proceedings of the 10<sup>th</sup> Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems, MEMS '97*, Nagoya, Japan, S. 238 -243, Jan. 1997
- [76] Pelrine, R.; Kornbluh, R.; Joseph, J.; Heydt, R.; Pei, Q.; Chiba, S.: High-Field Deformation of Elastomeric Dielectrics for Actuators, *Materials Science and Engineering*, 11 (2000) 2, Elsevier Science, S. 89-100, 2000
- [77] Pelrine, R.; Kornbluh, R.; Kofod, G.: High-Strain Actuator Materials Based on Dielectric Elastomers, *Advanced Materials*, 12 (2000) 16, S. 1223-1225, 2000
- [78] Pelrine, R.; Kornbluh, R.; Pei, Q.; Joseph, J.: High-Speed Electrically Actuated Elastomers with Strain Greater than 100 %, *Science Magazine*, 287 (2000) 5454, S. 836-839, 2000
- [79] Petroz, K.; Ollier, E.; Grateau, H.; Bechtle, J.; Labeye, P.; Mottier, P.: A Fully Integrated Micro-Opto-Mechanical Steering Device, *IEEE 11<sup>th</sup> Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems, MEMS '98*, Heidelberg, S. 105-109, Jan. 1998
- [80] Reed, C. M.; Rabinowitz, W. M.; Durlach, N. I.; Braida, L. D.; Conway-Fithian, S.; Schultz, M. C.: Research on the Tadoma Method of Speech Communication, *Journal of the Acoustic Society of America*, 77 (1985) 1, S. 247-257, 1985
- [81] Robert G. Radwin, One-Jang Jeng, Edward T. Gisske: A New Automated Tactility Test Instrument for Evaluating Hand Sensory Function, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1 (1993) 4, S. 220-225, 1993
- [82] Rosen, J.; Hannaford, B.; Macfarlane, M. P.; Sinanan, M.: Force Controlled and Teleoperated Endoscopic Grasper for Minimally Invasive Surgery – Experimental Performance Evaluation, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46 (1999) 10, S. 1212-1221, 1999
- [83] Scadden, L. A.: A Tactile Substitution for Sight, *New Scientist*, 41 (1969) 1, S. 677-678, 1969
- [84] Schimkat, J; Kieseewetter, L.; Gevatter, H.-J.; Arndt, F.; Steckenborn, A; Schlaak, H. F.: Moving Wedge Actuator: An Electrostatic Actuator for Use in a Microrelay, *Micro Systems Technologies*, 4<sup>th</sup> International Conference on Micro Electro, Opto, Mechanical Systems and Components, Berlin, S. 989-996, Okt. 1994



- [85] Schlaak, H. F.: Komponenten der Mikroaktuatorik, VDI Bildungswerk, Seminar, Mikrosystemtechnik für den Maschinenbau, Mainz, Apr. 2000
- [86] Schmidt, R. F.; Thews, G.; Lang, F.: Physiologie des Menschen, Springer Verlag, 28. Auflage, Berlin, 2000
- [87] Schneider, M.: Einführung in die Physiologie des Menschen, Springer-Verlag, 15. Auflage, Berlin, Heidelberg, New-York, 1966
- [88] Shimoga, K.B.: A Survey of Perceptual Feedback Issues in Dexterous Telemanipulation. II. Finger Touch Feedback, IEEE Virtual Reality Annual International Symposium, Seattle, USA, S. 271 -279, Sept. 1993
- [89] Shimojo, M.; Shinohara, M.; Fukui, Y: Human Shape Recognition Performance and Pin-Matrix Density in a 3-Dimensional Tactile Display, IEEE 5<sup>th</sup> International Workshop on Robot and Human Communication, Piscataway, USA, S. 513-518, Nov. 1996
- [90] Shinoda, H.; Asamura, N.; Tomori, N.: Tactile Feeling Display Based on Selective Stimulation to Skin Mechanoreceptors, Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics & Automation, vol. 1, Leuven, Belgium, S. 680-686, Mai 1998
- [91] Shinohara, M.; Shimizu, Y.; Mochizuki, A.: Three-Dimensional Tactile Display for the Blind, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 6 (1998) 3, S. 249-256, 1998
- [92] Shridar, M. H.; Sommer-Larsen, P.; Hillersborg, S.; Kofod, G.; Bensilmane, M.; Gravesen, P.: Silicone Elastomer as Dielectric Actuators, Actuator 2002, 8<sup>th</sup> International Conference on New Actuators, Bremen, S. 5-7 (Annex Proceedings), Juni 2002
- [93] Silbernagl, S.; Despopoulos, A.: Taschenatlas der Physiologie, 4. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1991
- [94] Srinivasan, M. A. : Tactile Displays Realized Using MEMS Actuator Arrays, Projektbeschreibung MIT Touch-Lab, <http://rleweb.mit.edu/Publications/pr142/srini2-142.pdf>, 2004
- [95] Suzuki, G. Esashi, M.: Planar Fabrication of Multilayer Piezoelectric Actuator by Groove Cutting and Electroplating, 13<sup>th</sup> IEEE International Conference on Micro Electromechanical Systems MEMS 2000, Miyazaki, Japan, S. 46-51, Jan. 2000
- [96] Tan, E.: Estimating Human Tactile Resolution Limits for Stimulator Design, Master's Report, Dept. of EE&CS May 1995, <http://robotics.eecs.berkeley.edu/~ronf/PAPERS/eden-masters.eps>, University of Berkeley, California, USA, 1995
- [97] Tan, H. Z.; Pentland, A.: Tactual Displays for Wearable Computing, Proceedings of the International Symposium on Wearable Computers, MIT, Cambridge, USA, S. 84-89, Okt. 1997
- [98] Tan, H. Z.; Srinivasan, M. A.; Ebermann, B.; Cheng, B.: Human Factors for the Design of Force-Reflecting Haptic Interfaces, In Radcliffe, C. J. (Ed.): Dynamic Systems and Control, 55 (1994) 1, ASME, 1994

- [99] Tang, H.; Beebe, D. J.: A Microfabricated Electrostatic Haptic Display for Persons with Visual Impairments, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6 (1998) 3, S. 241-248, 1998
- [100] Tang, H.; Beebe, D. J.: An Ultra-Flexible Electrotactile Display for the Roof of the Mouth, *IEEE 21<sup>st</sup> International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 1, Atlanta, USA, S. 646, Okt. 1999
- [101] Taylor, P. M.; Creed, A. J.; Sianaki, A. H.; Varley, C. J.; Moser, A.: Creating the Illusion of Shape for Virtual Environments, *IEE Colloquium on Innovative Actuators for Mechatronic Systems*, London, UK, S. 7/1 -7/7, Okt. 1995
- [102] Taylor, P. M.; Hosseini-Sianaki, A.; Varley, C. J.: An Electrorheological Fluid-Based Tactile Array for Virtual Environments, *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics & Automation*, Minneapolis, USA, S. 18-23, April 1996
- [103] Taylor, P. M.; Moser, A.; Creed, A.: The Design and Control of a Tactile Display Based on Shape Memory Alloys, *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 2, Detroit, USA, S. 1318 -1323, Juli 1997
- [104] Tendick, F.; Sastry, S. S.; Fearing, R. S.; Cohn, M.: Applications of Micromechatronics in Minimally Invasive Surgery, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 3 (1998) 1, S. 34-42, 1998
- [105] Trimmer, W.; Jebens, R.: Actuators for Micro Robots, *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 3, Scottsdale, USA, S. 1547 – 1552, Mai 1989
- [106] Tupper, C. N.; Gerhard, G. C.: Improved Prosthesis Control via High Resolution Electro-Tactile Feedback, *Proceedings of the 15<sup>th</sup> Annual Bioengineering Conference*, Boston, USA, S. 39 – 40, März 1989
- [107] Valenta, L.; Molnár, L.: Vergleich des Neo-Hookeschen und des Mooney-Rivlin'schen Materialmodells in der FEM-Berechnung, *Periodica Polytechnica Ser. Mech. Eng.*, 45 (2001) 1, S. 95-101, 2001
- [108] Vidal-Verdú, F.; Navas-González, R.: Thermopneumatic Actuator for Tactile Displays, *Proceedings of the 18<sup>th</sup> Conference on Design of Circuits and Integrated Systems DCIS'2003*, Ciudad Real, Spanien, S. 629-633, Nov. 2003
- [109] Wagner, B.; Benecke, W.: Microfabricated Actuator With Moving Permanent Magnet, *IEEE Micro Electro Mechanical Systems MEMS '91*, Nara, Japan, S. 27-32, Jan. 1991
- [110] Way, T. P.; Barner, K. E.: Automatic Visual to Tactile Translation - Part I: Human Factors, Access Methods, and Image Manipulation, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 5 (1997) 1, S. 81-94, 1997
- [111] Way, T. P.; Barner, K. E.: Automatic Visual to Tactile Translation - Part II: Evaluation of the Tactile Image Creation System, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 5 (1997) 1, S. 95-105, 1997

- [112] White, B. W.; Saunders, F. A.; Scadden, L. A.; Bach-y-Rita, P.; Collins, C. C.: Seeing with the Skin, Perception & Psychophysics, 2 (1970) 1, S. 333-336, 1970
- [113] Wood, D.: A Microengineered Approach to Tactile Perception and Actuation, IEE Colloquium on Developments in Tactile Displays, London, UK, S. 8/1-8/3, Jan. 1997
- [114] Yamaguchi, M.; Kawamura, S.; Minami, K.; Esashi, M.: Distributed Electrostatic Micro Actuator, Journal of Microelectromechanical Systems, 2 (1993) 3, S. 121-127, 1993
- [115] Yasuda, T.; Shimoyama, I.; Miura, H.: Electrostatically Driven Micro Elastic Joints, Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 'Human Robot Interaction and Cooperative Robots', vol. 2, Pittsburgh, USA, S. 242 – 245, Aug. 1995
- [116] Yilmaz, G.; Kalenderli, O.: Polyester Dielectric Behavior and Electric Strength of Polymer Films in Varying Thermal Conditions for 5 Hz to 1 MHz Frequency Range, Proceedings of the Electrical Insulation Conference and Electrical Manufacturing & Coil Winding Conference EIC/EMCW '97, Chicago, USA, S. 269 -271, Sept. 1997

#### **Patente und Offenlegungsschriften**

- [117] Haugen, P. C.: Memory Wire Braille Tactile System, Patent US 6 022 220, 08.02.2000
- [118] Holmlund, G. W.; Alden, A. B.: Electromagnetic Tactile Stimulator, Patent US 3 984 708, 05.10.1976
- [119] Hong, R. S. ; Lee, I. S.; Morita, A.: Graphic Tactile Cell, Patent US 5 842 867, 01.12.1998
- [120] Johnson, A. D.: Programmable Tactile Stimulator Array System and Method of Operation, Patent US 5 165 897, 24.11.1992
- [121] Jungmann, M.: Anordnung zur taktilen Stimulation der Haut, Offenlegungsschrift DE, 28.02.2002
- [122] Linvill, J. G.: Stimulator Array, Patent US 4 379 697, 12.04.1983
- [123] Thiel, H.-J. : Taktiler Braille-Ausgabegerät, Gebrauchsmuster G 8 806 943, 21.09.1989
- [124] Tomoharu, M. ; Motohiro, K. : Tactile Presentation Device, Patent JP 2 000 112 618, 21.04.2000
- [125] Tomoharu, M.: Tactile Sensation Presentation Device, Patent JP 2 000 112 329, 21.04.2000

#### **Studentische Arbeiten**

- [126] Dolle, Marc: Entwicklung einer Steuereinheit für taktile Displays mit elektrostatischen Elastomeraktoren, Studienarbeit Nr.1529, Institut EMK, TU Darmstadt, 2003

- 
- [127] Erbse, Dirk; Prutz, Daniel; R  th, Alexander; Weber, Thomas: Entwicklung eines taktilen Displays für tangentielle Reize, Projektseminar, Institut EMK, TU Darmstadt, 2000
  - [128] Erlmann, Martin: Taktiler Sensorarray zur Messung von Normal- und Scherkräften, Diplomarbeit Nr. 1478, Institut EMK, TU Darmstadt, 2000
  - [129] Horstmann, Rebekka: Entwurf eines Kunstherzens mit elektrostatischen Polymeraktoren, Studienarbeit Nr. 1512, Institut EMK, TU Darmstadt, 2003
  - [130] König, S.; Horstmann, R.; Matzeit, N.; Lenze, C.: Entwicklung eines Gerätes zum Aufbringen von flexiblen Elektroden auf Elastomerschichten, Projektseminar, Institut EMK, TU Darmstadt, 2001
  - [131] Matyssek, Marc: Meßtechnische Charakterisierung von elektrostatischen Aktoren mit elastischem Dielektrikum, Diplomarbeit Nr. 1535, Institut EMK, TU Darmstadt, 2003
  - [132] Matzke, Matthias: Entwicklung eines Mehrkanal-Hochspannungsverstärkers für elektrostatische Antriebe, Studienarbeit Nr. 1484, Institut EMK, TU Darmstadt, 2001
  - [133] Voit, Matthias: Vibrotaktiler Display, Diplomarbeit Nr. 1458, Institut für Elektromechanische Konstruktionen, TU Darmstadt, 1999
  - [134] Wohlgemuth, Christian; Eicher, Dirk; Schary, Timo; R  se, Andreas: Elektrostatisches taktiler Display, Projektseminar, Institut EMK, TU Darmstadt, 2000
  - [135] Wohlgemuth, Christian: Vorrichtung zur automatisierten Herstellung von elektrostatischen Polymer-Stapelaktoren, Studienarbeit Nr. 1479, Institut EMK, TU Darmstadt, 2001

## Lebenslauf

---

### **Markus Jungmann**

geboren am 6. April 1971  
in Groß-Gerau

### **Familienstand**

verheiratet, zwei Kinder

### **Schulausbildung**

1978 – 1982	Grundschule Mörfelden
1982 - 1984	Gesamtschule Mörfelden-Walldorf
1984 - 1990	Gymnasium Groß-Gerau

### **Zivildienst**

1990 - 1991	Schwerbehindertenbetreuung
-------------	----------------------------

### **Studium**

1992 - 1994	Grundstudium: Elektrotechnik Technische Universität Darmstadt
1994-1998	Hauptstudium: Elektrotechnik Fachrichtung: Elektromechanische Konstruktionen Technische Universität Darmstadt

### **Praktika**

08/1996 – 10/1996	Fachpraktikum Honeywell Regelsysteme GmbH, Abteilung Forschung und Entwicklung
02/1996 – 04/1996	Fachpraktikum Bosch Telecom GmbH, Abteilung Systemlabor und Service/Konstruktion

### **Berufliche Tätigkeit**

1999-2004	Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Elektromechanische Konstruktionen Technische Universität Darmstadt
-----------	---

